

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-299612

(P2003-299612A)

(43) 公開日 平成15年10月21日 (2003. 10. 21)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 1/00
5/07

識別記号

3 2 0

F I

A 6 1 B 1/00
5/07

テ-マコ-ト*(参考)

3 2 0 B 4 C 0 3 8
4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数4 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2002-105493(P2002-105493)

(22) 出願日 平成14年4月8日(2002. 4. 8)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 内山 昭夫

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 滝澤 寛伸

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

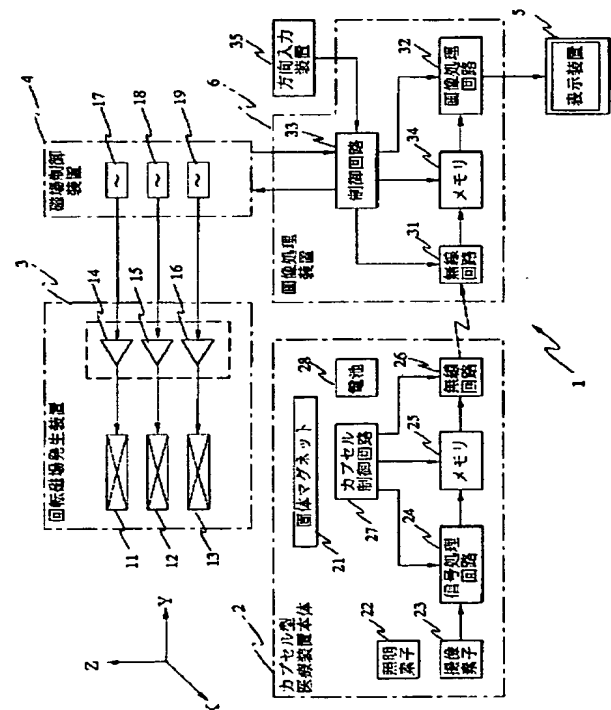
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 カプセル内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 カプセル内視鏡本体に推進力を与えた場合にも、画像の回転を静止させる。

【解決手段】 画像処理装置6は、カプセル内視鏡2から無線にて送信された画像データを受信する無線回路31と、無線回路31で受信したデジタル映像信号を画像データとして格納するメモリ34と、メモリ34に格納されている画像データに対して回転処理及び所望の処理を行い表示装置5に表示させる画像を生成する画像処理回路32と、回転磁場発生装置3からの磁場データを入力し画像処理回路32及び無線回路31を制御する制御回路33とを備え、メモリ34は制御回路33により磁場制御装置4からの磁場データを画像データと関連付けて格納する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 回転磁場を発生する磁場発生手段と、前記磁場発生手段が発生した前記回転磁場を受け、回転して推力を得るカプセル型内視鏡本体と、前記カプセル型内視鏡本体を目的の進行方向に向けるべく前記磁場発生手段による前記回転磁場の向きを変更する磁場変向手段と、前記カプセル型医療装置本体に設けられた撮像システムと、前記撮像システムからの画像データを入力し、前記回転磁場の向きに基づき前記画像データの回転処理を行い表示手段に表示させる表示画像を生成する画像処理手段とを備えたことを特徴とするカプセル内視鏡システム。

【請求項2】 前記画像処理手段は、前記撮像システムで撮像された連続した少なくとも2つの画像を比較する比較手段を有し、前記撮像システムからの前記画像データを入力し、前記回転磁場の向きに基づき前記画像データの回転処理を行うと共に、前記比較手段の比較結果に基づき前記回転処理の回転量を補正することを特徴とする請求項1に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項3】 前記カプセル型内視鏡本体の位置を検出する位置検出手段を有し、前記磁場変向手段は、前記位置検出手段が検出した前記カプセル型内視鏡本体の位置に基づき、前記磁場発生手段による回転磁場の向きを変更することを特徴とする請求項1に記載のカプセル内視鏡システム。

【請求項4】 前記磁場発生手段は、連続した複数の局部回転磁場を発生する複数の局部回転磁場発生手段からなり、前記磁場変向手段は、前記位置検出手段が検出した前記カプセル型内視鏡本体の位置に基づき、前記局部回転磁場発生手段を選択すると共に前記局部回転磁場発生手段による回転磁場の向きを変更することを特徴とする請求項3に記載のカプセル内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、管腔内を自走して観察部位を撮像するカプセル内視鏡を駆動制御するカプセル内視鏡システムに関する。

【0002】

【従来の技術】例えば特開2001-179700号公報に、「回転磁場を発生する磁場発生部と、前記磁場発生部が発生した回転磁場を受け、回転して推力を得るロボット本体と、前記ロボット本体の位置を検出する位置検出部と、前記位置検出部が検出した前記ロボット本体の位置に基づき、前記ロボット本体を目的地へ到達させる方向へ向けるべく前記磁場発生部による回転磁場の向きを変更する磁場変向手段とからなることを特徴とする移動可能なマイクロマシンの移動制御システム」が示さ

れている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、例えばこのようなロボット本体に撮像素子を設けてカプセル内視鏡を構成し画像観察を行う場合、カプセル内視鏡のカプセル本体の回転に伴い観察画像も回転してしまうため、観察者は画像を確認しづらくわずわらしい思いをすることになるという不具合が発生する。

【0004】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、カプセル内視鏡本体に推進力を与えた場合にも、画像の回転を静止させることのできるカプセル内視鏡システムを提供することを目的としている。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明のカプセル内視鏡システムは、回転磁場を発生する磁場発生手段と、前記磁場発生手段が発生した前記回転磁場を受け回転して推力を得るカプセル型内視鏡本体と、前記カプセル型内視鏡本体を目的の進行方向に向けるべく前記磁場発生手段による前記回転磁場の向きを変更する磁場変向手段と、前記カプセル型医療装置本体に設けられた撮像システムと、前記撮像システムからの画像データを入力し前記回転磁場の向きに基づき前記画像データの回転処理を行い表示手段に表示させる表示画像を生成する画像処理手段とを備えて構成される。

【0006】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0007】第1の実施の形態：図1ないし図16は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1はカプセル内視鏡システムの外観構成を示す構成図、図2は図1のカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図、図3は図2のカプセル内視鏡の外観構成を示す構成図、図4は図3のカプセル内視鏡の作用を説明する図、図5は図2のカプセル内視鏡システムの処理を説明する第1のフローチャート、図6は図2のカプセル内視鏡システムの処理を説明する第2のフローチャート、図7は図5及び図6の作用を説明する第1の図、図8は図5及び図6の作用を説明する第2の図、図9は図5及び図6の作用を説明する第3の図、図10は図5及び図6の作用を説明する第4の図、図11は図5及び図6の作用を説明する第5の図、図12は図5及び図6の作用を説明する第6の図、図13は図5及び図6の作用を説明する第7の図、図14は図5及び図6の作用を説明する第8の図、図15は図5及び図6の作用を説明する第9の図、図16は図5及び図6の作用を説明する第10の図である。

【0008】図1に示すように、本実施の形態のカプセル内視鏡システム1は、体腔内に挿入され外部回転磁場により自走して体腔内の画像を撮像するカプセル内視鏡2と、前記外部回転磁場を発生する回転磁場発生装置3と、回転磁場発生装置3が発生する回転磁場を制御する

磁場制御装置4と、磁場制御装置4からの磁場制御信号を受信すると共にカプセル内視鏡2からの画像を無線にて受信し画像処理して表示装置5に表示する画像処理装置6とから構成される。

【0009】図2に示すように、回転磁場発生装置3は、X軸方向の磁場を発生する第1の電磁石11と、Y軸方向の磁場を発生する第2の電磁石12と、Z軸方向の磁場を発生する第3の電磁石13と、上記第1～第3の電磁石11～13を駆動する駆動アンプ14～16とから構成される。また、磁場制御装置4は駆動アンプ14～16を制御して回転磁場発生装置3より回転磁場を発生させる磁場制御信号を回転磁場発生装置3に出力すると共に画像処理装置6に回転磁場発生装置3による磁場データを出力する制御信号発生器17～19より構成される。

【0010】また、カプセル内視鏡2内には、回転磁場の作用を受け回転する固定マグネット21と、体腔内を照明する照明光を発生する照明素子（例えばLED）22と、照明光で照明された体腔内部位を撮像する撮像素子（例えばCCD）23と、撮像素子からの撮像信号をサンプリングしてデジタル映像信号に変換する信号処理回路24と、信号処理回路24からのデジタル映像信号を格納するメモリ25と、メモリ25に格納されたデジタル映像信号を画像処理装置6に無線にて送信する無線回路26と、これら信号処理回路24、メモリ25及び無線回路26を制御するカプセル制御回路27と、カプセル内の各回路に電力を供給する電池28とが配置されている。

【0011】画像処理装置6は、カプセル内視鏡2から無線にて送信された画像データを受信する無線回路31と、無線回路31で受信したデジタル映像信号を画像データとして格納するメモリ34と、メモリ34に格納されている画像データに対して回転処理及び所望の処理を行い表示装置5に表示させる画像を生成する画像処理回路32と、回転磁場発生装置3からの磁場データを入力し画像処理回路32及び無線回路31を制御する制御回路33とを備え、メモリ34は制御回路33により磁場制御装置4からの磁場データを画像データと関連付けて格納するようになっている。

【0012】また、制御回路33は例えばキーボードあるいはジョイスティック等から構成されるカプセル内視鏡2の進行方向を指示する方向指示装置35からの指示信号に基づく進行制御信号を磁場制御装置4に出力するようになっている。

【0013】この方向指示装置35では、術者は表示装置5に表示された内視鏡画像をモニタすることでカプセル内視鏡2を進行させる方向を決定し、該方向指示装置35を操作することで指示信号を制御回路33に出力する。制御回路33では指示信号に基づき、カプセル内視鏡2の向きを変更させたり進行させたりするための回転

磁場を発生させるための進行制御信号を磁場制御装置4に出力する。

【0014】カプセル内視鏡2のカプセル本体2aは、図3に示すように、患者が飲み込むのに適したカプセル形状をなし、カプセル本体2a外周に螺旋状に形成されたスクリュー41を有している。カプセル本体2a内の一端側内部には対物光学系42を介して体腔内を撮像する前記撮像素子23が配置され、またカプセル本体2a中央部内には前記固定マグネット21が固定されている。該固定マグネット21は、例えば撮像素子23の撮像面の上部方向にN極が位置しまた撮像面の下部方向にS極が位置するように固定されて配置されている。

【0015】固定マグネット21の双極子の方向がスクリュー41の回転軸に対して垂直になるように設けられており、スクリュー41の回転軸と撮像素子23の撮像光学系の軸を一致させている。

【0016】なお、固定マグネット21の磁極の向きと撮像素子23の撮像面の上下の向きを一致させているが、これに限らず、固定マグネット21の回転に伴い撮像素子23が回転するように固定マグネット21と撮像素子23とがカプセル内に固定・配置されていればよい。

【0017】そして、図4に示すように、カプセル内視鏡2は体腔内にて観察光学系の軸方向と回転磁場の法線方向が異なっても、回転磁場の回転に伴い固定マグネット21が作用を受けカプセル本体2aが螺旋運動を起こし最終的に観察光学系の軸方向と回転磁場の法線方向とが一致する。すなわち、カプセル本体2a内の固定マグネット21の回転平面と回転磁場の回転平面が一致するような作用を受ける。そして、固定マグネット21の回転平面と回転磁場の回転平面が一致すると、回転磁場による固定マグネット21の回転によりスクリュー41が体液あるいは体腔壁と接触することでカプセル内視鏡2が回転磁場の回転平面の法線方向に進退することが可能となる。

【0018】ユーザは表示装置5の内視鏡画像をモニタすることで、所望の向きを方向指示装置35により指示することで、上記の如く所望の向きに回転磁場の法線方向を変更することができ、従ってカプセル内視鏡2の撮像光学系の軸方向を所望の向きに向けることができる。さらにこの法線方向を一定にさせて回転磁場を回転させることでカプセル内視鏡2を撮像光学系の軸上で進退させることが可能となり、ユーザは方向指示装置35を用いることで任意の方向にカプセル内視鏡2を移動させることができる。

【0019】（作用）このように構成された本実施の形態の作用について図5及び図6のフローチャートと図7ないし図16の説明図を用いて説明する。

【0020】カプセル内視鏡2の向きの変更や進退させた場合、撮像素子23が固定マグネット21と共に回転

するため、撮像素子23が撮像した画像も回転することになるが、これをそのまま表示装置5に表示させると、表示した内視鏡画像も回転した画像となってしまう、方向指示装置35による所望の向きへの進退を指示することができなくなるため表示画像の回転を静止させる必要がある。そこで、本実施の形態では、回転画像を回転が静止した画像に補正する以下の処理を行う。

【0021】まず、方向指示装置35が操作されると、カプセル内視鏡2は時系列に順次撮像を行い、メモリ25にデジタル映像信号を格納する。画像処理装置6の制御回路33の制御によりデジタル映像信号は無線回路26、31を介して画像データとしてメモリ34に格納される。このとき、画像処理装置6の制御回路33は、メモリ34に格納される画像データに関連付けてこの画像データが撮像されたときの回転磁場の向き及び回転磁場の法線方向からなる磁場データも格納する。これによりメモリ34には、図7に示すように、複数の画像データ、第1画像データ、第2画像データ、・・・、第n画像データが順次格納されると共に、これら画像データに関連付けられた図8に示すような複数の磁場データ、第1磁場データ、第2磁場データ、・・・、第n磁場データも順次格納されることになる。

【0022】そして、図5に示すように、画像処理装置6の制御回路33は、ステップS1でパラメータである θ （画像のトータルの回転角度）、 n （画像番号）を初期化して $\theta=0$ 、 $n=1$ とする。そしてステップS2で制御回路33はメモリ34に格納されている第n画像データ（この場合は第1画像データ）を読み込み、ステップS3でこのときの回転磁場の磁場の向き（ x 、 y 、 z ）と回転磁場の法線方向（ X 、 Y 、 Z ）とからなる第n磁場データ（この場合は第1磁場データ）をメモリ34から読み込む。

【0023】次に、ステップS4で制御回路33は、図9に示すように、第1の補正画像データである第n画像データ'と第2の補正画像データである第n画像データ''とを第n画像データと等しい画像データとする（第n画像データ=第n画像データ'=第n画像データ''：図9は第1画像データ=第1画像データ'=第1画像データ''の場合のイメージを示している）。そして、ステップS5で制御回路33は、画像処理回路32を制御して図10に示すような第n画像データ''に基づく表示画像を表示装置5に表示する。

【0024】続いて、ステップS6で制御回路33は、 n をインクリメントして、ステップS7でメモリ34に格納されている第n画像データ（この場合は第2画像データ）を読み込み、ステップS8でこのときの回転磁場の磁場の向き（ x 、 y 、 z ）と回転磁場の法線方向（ X 、 Y 、 Z ）とからなる第n磁場データ（この場合は第2磁場データ）をメモリ34から読み込む。

【0025】次に、ステップS9で制御回路33は、第

n画像と第n-1画像の回転角度 $\Delta\theta$ を算出する。詳細には図11に示すように、例として第1画像データの磁場データである第1磁場データの回転磁場の磁場の向きを $B^1(x1, y1, z1)$ 、回転磁場の法線方向を $R^1(X1, Y1, Z1)$ 、第2画像データの磁場データである第2磁場データの回転磁場の磁場の向きを $B^2(x2, y2, z2)$ 、回転磁場の法線方向を $R^2(X2, Y2, Z2)$ とする。

【0026】カプセル内視鏡2の進行方向は刻々と変化するため、単純に B^1 と B^2 の角度を回転角とすると、実際の回転角度が合わなくなる可能性がある。そこで、カプセル内視鏡2の進行方向の変化も回転角度に考慮されるように、図11に示すように、 R^1 と B^1 との法線ベクトル N^1 と R^2 と B^2 との法線ベクトル N^2 のなす角を回転角度 $\Delta\theta$ とする。

【0027】回転角度 $\Delta\theta$ は、以下で求められる。

【0028】 $N^1 = (y^1 Z^1 - Y^1 z^1, z^1 X^1 - Z^1 x^1, x^1 Y^1 - X^1 y^1)$

$N^2 = (y^2 Z^2 - Y^2 z^2, z^2 X^2 - Z^2 x^2, x^2 Y^2 - X^2 y^2)$

N^1 、 N^2 は単位ベクトルであるから、

$\Delta\theta^{1,2} = \cos^{-1} \{ (y^1 Z^1 - Y^1 z^1) (y^2 Z^2 - Y^2 z^2) \}$

となり、算出される。

【0029】時間経過と共に $\Delta\theta^{1,2}$ 、 $\Delta\theta^{2,3}$ 、・・・、 $\Delta\theta^{(n-2),(n-1)}$ 、 $\Delta\theta^{(n-1),n}$ を順次求めていくことで回転角を算出することができる。

【0030】そして、トータルの回転角度 θ は上記の和をとればよく、 $\theta = \sum \Delta\theta^{(k-1),k}$ で表されるから、ステップS10で制御回路33は、 $\theta = \theta + \Delta\theta$ をトータルの回転角度とする。従って、図12のイメージ図に示すように、例えば第2画像は第1画像を回転角度 θ +誤差だけ図の向きに回転させた画像となる。ここで、上記誤差は、カプセル内視鏡2のスクリー41と体壁との回転の負荷によるカプセル内視鏡2の回転角と回転磁場の回転角との回転角誤差である。

【0031】そこでまず、ステップS11で制御回路33は、第1の補正画像データである第n画像データ'を第n画像データを角度 $(-\theta)$ 回転させた画像データとする。これにより、図13のイメージ図に示すように、誤差分を考慮しない第1の補正画像である例えば第2画像'を得ることができる。

【0032】次に、図6のステップS12に移行し、ステップS12で制御回路33は、第n画像データと第n-1画像データの公知の相関計算を実施し、回転角補正量 (ϕn) と相関係数を求め、ステップS13で相関係数が所定の閾値より高いかどうか判断する。この判断により上記図12における誤差を無視するかどうか判定する。

【0033】相関係数が所定の閾値より高くない場合

は、ステップS14で制御回路33は、第2の補正画像データである第n画像データ”を第1の補正画像データである第n画像データ”としてステップS17に進む。相関係数が所定の閾値より高くない場合、すなわち、画像が大きく変化した場合には相関処理結果は採用せず、ステップS11の処理を実施した(第1の補正画像データである第n画像データ”を第n画像データを角度 $(-\theta)$ 回転させた画像データとした)時点で、画像の回転補正は完了する。

【0034】すなわち、誤差が無視できれば、図14のイメージ図に示すように、ステップS11で第2画像データの回転補正は第2画像データ”(第1の補正画像データ)によって終了し、ステップS14で第2画像データ”(第1の補正画像データ)を第2画像データ”(第2の補正画像データ)とする。

【0035】相関係数が所定の閾値より高い場合は、ステップS15で制御回路33は、第2の補正画像データである第n画像データ”=第1の補正画像データである第n画像データ”を角度 $(-\phi n)$ 回転させた画像データとする。これにより、図15のイメージ図に示すように、第2の補正画像である例えば第2画像”を得ることができる。そして、ステップS16でトータルの回転角度 θ を $\theta + \phi n$ としてステップS17に進む。

【0036】ステップS17では、制御回路33は、画像処理回路32を制御して図16に示すような第n画像データ”に基づく回転補正が完了した表示画像を表示装置5に表示する。そして、ステップS18でメモリ34に第n+1画像データが存在するかどうか判断し存在する場合は図5のステップS6に戻り、存在しない場合は処理を終了する。

【0037】表示装置5に表示させる画像については、円形の輪郭を持つ画像にすることで、画像の回転処理をユーザに意識させずに表示させることができる。

【0038】(効果)このように本実施の形態では、カプセル内視鏡2が撮像した画像の画像データと撮像時の磁場データ(回転磁場の向きと法線方向データ)を関連付けてメモリ34に格納することで、回転磁場によりカプセル内視鏡2を回転させ、向きの変更や進退動作を行わせても、カプセル内視鏡2の回転による画像の回転を第1の補正画像により補正することができる。

【0039】さらに、カプセル内視鏡2のスクリー41と体壁との回転の負荷によるカプセル内視鏡2の回転角と回転磁場の回転角との回転角誤差を画像間の相関計算を行うことで第2の補正画像により補正することができる。

【0040】また、表示装置5に回転を静止させた画像を表示させることができるので、カプセル内視鏡2を画像上で移動させたい方向が容易に認識でき、方向指示装置35を操作することで、制御回路33が方向指示装置35からの指示信号を受け、指示信号に基づく進行制御

信号を磁場制御装置4に出力する。これによりカプセル内視鏡2の撮像光学系の軸方向を所望の向きに向けることができる共に、カプセル内視鏡2を撮像光学系の軸上で進退させることが可能となり、ユーザは方向指示装置35を用いることで任意の方向にカプセル内視鏡2を移動させることができる。

【0041】第2の実施の形態：図17及び図18は本発明の第2の実施の形態に係わり、図17はカプセル内視鏡システムの外観構成を示す構成図、図18は図17のカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【0042】第2の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0043】(構成・作用)図17に示すように、本実施の形態のカプセル内視鏡システム1aは、体腔内に挿入され外部回転磁場により自走して体腔内の画像を撮像するカプセル内視鏡2と、前記外部回転磁場を発生する回転磁場発生装置3と、回転磁場発生装置3が発生する回転磁場を制御する磁場制御装置4と、磁場制御装置4からの磁場制御信号を受信すると共にカプセル内視鏡2からの画像を無線にて受信し画像データと磁場データを格納する体外ユニット51とを備えて構成され、この体外ユニット51は格納された画像データと磁場データをパーソナルコンピュータ等で構成される画像処理装置52に出力することができるようになっている。

【0044】体外ユニット51から画像処理装置52へのデータの受け渡しは、カプセル内視鏡2の検査終了後に、例えば体外ユニット51と画像処理装置52とを通信ケーブルで直接接続したり、着脱自在な情報記録媒体(例えばFDD、MO、CD-R、CD-R/W、DVD-R等)を介したり、さらには院内LAN等の通信回線を用いて行うことができ、画像処理装置52は画像データと磁場データとを用いて第1の実施の形態と同様に画像の回転を静止させた後画像処理して表示装置5に表示する。

【0045】図18に示すように、体外ユニット51は、無線回路31と、メモリ34と、制御回路33とを備え、メモリ34は制御回路33により磁場データを画像データと関連付けて格納するようになっている。

【0046】画像処理装置52は、画像データと磁場データとを用いて第1の実施の形態と同様に画像の回転を静止させた後画像処理して表示装置5に表示する画像処理回路53を備えて構成される。

【0047】その他の構成・作用は第1の実施の形態と同じである。

【0048】(効果)このように本実施の形態では、第1の実施の形態と同等に、回転磁場によりカプセル内視鏡2を回転させ、向きの変更や進退動作を行わせても、カプセル内視鏡2の回転による画像の回転を第1の補正

画像により補正することができ、また、カプセル内視鏡2のスクリュウ41と体壁との回転の負荷によるカプセル内視鏡2の回転角と回転磁場の回転角との回転角誤差を画像間の相関計算を行うことで第2の補正画像により補正することができる。

【0049】さらに本実施の形態では、カプセル内視鏡2の検査時は、磁場データと画像データとを関連付けてメモリ34に格納するだけであって、回転補正処理は検査後に行うので、検査を効率的に行うことができる。また、画像処理装置52を汎用のパーソナルコンピュータにより構成できるので、カプセル内視鏡システム1aを安価に構成することが可能となる。

【0050】第3の実施の形態：図19ないし図22は本発明の第3の実施の形態に係わり、図19はカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図、図20は図19のカプセル内視鏡の動作の一例を示す図、図21は図19のカプセル内視鏡システムによるジグリング処理の流れを示す図、図22は図21の処理の作用を説明する図である。

【0051】第3の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0052】（構成）図19に示すように、本実施の形態の画像処理装置6の画像処理回路32aは、回転を静止させた画像データより管腔方向を検出する管腔方向検出部61を備えている。この管腔方向検出部61により第1の実施の形態で用いられた方向指示装置35を使用することなく自動的に管腔方向を検出して進行し観察画像を撮像することができる。

【0053】管腔方向検出部61は、視野内に存在する明瞭な管腔から、直進方向に進行を継続するものと判断し、視野内に管腔は存在しない場合は何らかの情報に基づき進行方向、すなわち管腔の存在する方向を判断することとなる。

【0054】視野内に管腔が存在しない場合の進行方向の判断要素の一つとして、画像中の明暗変化方向があげられる。例えばカプセル内視鏡先端に近い位置から遠くなる位置にかけて大域的な明暗の変化が生じているとする。進行方向はカプセル内視鏡先端から遠い方向となることより、画像中の明部から暗部への変化方向の検知に基づき、挿入方向を検出することが可能となる。

【0055】管腔方向検出部61の詳細な構成・作用は、例えば本出願人が先に出願した特願2001-292230号に記載されている挿入方向検出装置と同じであるので説明は省略する。

【0056】その他の構成は第1の実施の形態と同じである。

【0057】（作用）第1の実施の形態と同様に画像の回転を静止させ、表示装置5に表示させると共に、回転を静止させた画像を元に、管腔方向検出部61がカプセ

ル内視鏡2の進行方向を検出して指示信号を画像処理装置6の制御回路33に出力する。制御回路33は第1の実施の形態と同等に指示信号を受け磁場制御装置4を制御しカプセル内視鏡2を管腔進行方向に移動させる。

【0058】また、図20に示すように、例えば管腔が腸管71のように細径で鋭角に曲がってカプセル内視鏡2が向きが変えられず進行できない場合には、本実施の形態では以下に示す処理によりカプセル内視鏡2をジグリングさせる。

【0059】すなわち、図21に示すように、制御回路33は、ステップS51で回転を止めた画像をモニタし、ステップS52で画像の相関を計算し画像に変化があるかどうか判断し、ある場合にはステップS53で通常の回転磁場を発生させてステップS51に戻り、画像に変化がない場合はカプセル内視鏡2が進行できない状態と判断して、ステップS54に進む。

【0060】ステップS54では、制御回路33は、図22に示すように、回転磁場の軸をジグリング制御する。具体的には、例えば（1）回転磁場の軸をコーン状に動かす、（2）回転磁場の軸を単に左右に振る、（3）回転磁場の軸を単に短振幅で振動させる、（4）回転磁場の軸を単に90度変える等を実施する。この回転磁場の軸をジグリング制御によりカプセル内視鏡2をつかかった状態からの脱却を試みる。

【0061】そして、ステップS55で制御回路33は、画像の相関を計算し画像に変化があるかどうか判断し、画像に変化がない場合はステップS54に戻り、画像に変化ある場合にはステップS56で画像変化があった向きを記憶し、その向きで通常の回転磁場を発生させステップS51に戻る。

【0062】（効果）このように本実施の形態では、第1の実施の形態の効果に加え、カプセル内視鏡2の進行方向をシステムが判断し制御できるので、ユーザが進行方向を操作する必要がなく観察に集中できる。また、ジグリング制御を行うので、狭い管腔内の通過性を効果的に改善することが可能である。

【0063】第4の実施の形態：図23ないし図26は本発明の第4の実施の形態に係わり、図23はカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図、図24は図23のX軸磁場発生装置の構成を示すブロック図、図25は図23のカプセル内視鏡システムの作用を説明する第1の図、図26は図23のカプセル内視鏡システムの作用を説明する第2の図である。

【0064】第4の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0065】（構成）図23に示すように、本実施の形態では、複数の対コイルからなるX軸磁場発生装置101と、複数の対コイル群からなるY軸磁場発生装置102と、複数の対コイルからなるZ軸磁場発生装置103

とから回転磁場発生装置を構成している。また、本実施の形態のカプセル内視鏡システムは、固定マグネット21の磁場の強度と向きとを検出する2組の3軸センスコイル104、105と、該3軸等方センスコイル104、105の検知信号よりカプセル内視鏡2の3次元位置と向きを算出する位置検出回路106とからなる位置検出装置107を有しており、位置検出回路106は算出したカプセル内視鏡2の3次元位置データと向きデータを画像処理装置6の制御回路33に出力するようになっている。

【0066】また、画像処理装置6は、制御回路33の制御によりX軸磁場発生装置101、Y軸磁場発生装置102、Z軸磁場発生装置103に選択制御信号を出力する磁石選択回路110を備えて構成される。

【0067】X軸磁場発生装置101は、図24に示すように、マトリックス状に配置された複数、例えば16個のコイル(1, 1)A～(4, 4)Aからなる第1のコイル群Aと、マトリックス状に配置された複数、例えば16個のコイル(1, 1)B～(4, 4)Bからなる第2のコイル群111Bとを有し、第1のコイル群111Aと第2のコイル群111Bとが対向し対向電磁石(回転磁場発生用ヘルムホルツコイル)を形成している。

【0068】また、第1のコイル群Aのコイル(i, j)Aを選択的に駆動する駆動手段であるi j A-AMPを備え(i=1～4; 整数, j=1～4; 整数)、コイル(i, j)Aと対となって駆動される第2のコイル群Bのコイル(i, j)Bを選択的に駆動する駆動手段であるi j B-AMPを備えている(i=1～4; 整数, j=1～4; 整数)。

【0069】i j A-AMPとi j B-AMP(i=1～4; 整数, j=1～4; 整数)は、コイル選択回路112により選択・制御される。詳細には、このコイル選択回路112は、画像処理装置6の磁石選択回路110からの選択制御信号及び磁場制御装置4の駆動アンプ14～16からの磁場制御信号に基づきi j A-AMPとi j B-AMP(i=1～4; 整数, j=1～4; 整数)を選択・制御する。

【0070】Y軸磁場発生装置102、Z軸磁場発生装置103はX軸磁場発生装置101と同じ構成であるので説明は省略する。その他の構成は第1の実施の形態と同じである。

【0071】(作用)位置検出装置107は、カプセル内視鏡2に内蔵されている固定マグネット21から発生する磁場の強度と向きを2組の3軸センスコイル104、105で検知し、位置検出回路106でカプセル内視鏡2の3次元位置と向きを算出して、3次元位置データと向きデータを画像処理装置6の制御回路33に出力する。

【0072】制御回路33は3次元位置データにより駆

動するコイル(i, j)Aとコイル(i, j)B(i=1～4; 整数, j=1～4; 整数)を選択するための選択信号を磁石選択回路110に出力することで、磁石選択回路110がコイル選択回路112に選択制御信号を出力し、コイル(i, j)Aとコイル(i, j)B(i=1～4; 整数, j=1～4; 整数)が選択される。

【0073】駆動されるコイル(i, j)Aとコイル(i, j)B(i=1～4; 整数, j=1～4; 整数)は、例えば図25のように、カプセル内視鏡2の位置に従い、カプセル内視鏡2の運動に有効な回転磁場が印加されるように選択される。

【0074】ユーザが回転が静止した画像を表示装置5で観察しながら方向指示装置35を操作し運動方向を指示すると、画像処理装置6の制御回路33は磁場制御装置4に進行制御信号を出力する。磁場制御装置4は、駆動されているコイル(i, j)Aとコイル(i, j)B(i=1～4; 整数, j=1～4; 整数)により発生している回転磁場の回転方向(法線方向)を変更させる磁場制御信号をコイル選択回路112に出力する。

【0075】これによりカプセル内視鏡2が運動し移動することで、カプセル内視鏡2の3次元位置が再び位置検出装置107により検出され、3次元位置データに基づき画像処理装置6の制御回路33が磁石選択回路110を介してコイル選択回路112を制御してカプセル内視鏡2の運動に有効な回転磁場が印加されるように駆動されるコイル(i, j)Aとコイル(i, j)B(i=1～4; 整数, j=1～4; 整数)が連続的に選択され直す。

【0076】具体的には、例えば図25に示した位置にあったカプセル内視鏡2が方向指示装置35の操作により選択されているコイルの回転磁場が回転し、図26に示すような位置にカプセル内視鏡2が位置すると、この3次元位置で有効な回転磁場が印加されるように駆動されるコイルが選択し直される。

【0077】その他の作用は第1の実施の形態と同じである。

【0078】(効果)このように本実施の形態では、第1の実施の形態の効果に加え、人体全体でなく部分部分に回転磁場を印加することができるので、カプセル内視鏡2に対して一様な回転磁場を与えることができると共に、低消費電力で駆動することができる。また、コイル1つ1つの大きさを小さくできるので軽量で安価に構成することができる。

【0079】[付記]

(付記項1) 前記磁場変向手段は、前記カプセル型内視鏡本体の進行方向を指示する入力手段を有することを特徴とする請求項1に記載のカプセル内視鏡システム。

【0080】(付記項2) 回転磁場を発生する磁場発生手段と、前記磁場発生手段が発生した前記回転磁場を受け、回転して推力を得るカプセル型内視鏡本体と、前

記カプセル型内視鏡本体を目的の進行方向に向けるべく前記磁場発生手段による前記回転磁場の向きを変更する磁場変向手段と、前記カプセル型医療装置本体に設けられた撮像システムと、前記撮像システムからの画像データに基づき、前記カプセル型内視鏡本体の進行方向を算出する進行方向算出手段と、前記進行方向算出手段の算出結果に基づき前記磁場変向手段を制御する制御手段とを備えたことを特徴とするカプセル内視鏡システム。

【0081】(付記項3) 前記カプセル型内視鏡本体の位置を検出する位置検出手段と、前記位置検出手段が検出した前記カプセル型内視鏡本体の位置に基づき前記磁場変向手段を制御する制御手段とを備えたことを特徴とする付記項1に記載のカプセル内視鏡システム。

【0082】(付記項4) 前記カプセル型内視鏡本体の位置を検出する位置検出手段を有し、前記制御手段は、前記進行方向算出手段の算出結果及び前記位置検出手段が検出した前記カプセル型内視鏡本体の位置に基づき前記磁場変向手段を制御することを特徴とする付記項2に記載のカプセル内視鏡システム。

【0083】(付記項5) 前記画像処理手段で生成される表示画像が円形の輪郭を持つことを特徴とする付記項1ないし4のいずれか1つに記載のカプセル内視鏡システム。

【0084】本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【0085】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、カプセル内視鏡本体に推進力を与えた場合にも、画像の回転を静止させることができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係るカプセル内視鏡システムの外観構成を示す構成図

【図2】図1のカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図

【図3】図2のカプセル内視鏡の外観構成を示す構成図

【図4】図3のカプセル内視鏡の作用を説明する図

【図5】図2のカプセル内視鏡システムの処理を説明する第1のフローチャート

【図6】図2のカプセル内視鏡システムの処理を説明する第2のフローチャート

【図7】図5及び図6の作用を説明する第1の図

【図8】図5及び図6の作用を説明する第2の図

【図9】図5及び図6の作用を説明する第3の図

【図10】図5及び図6の作用を説明する第4の図

【図11】図5及び図6の作用を説明する第5の図

【図12】図5及び図6の作用を説明する第6の図

【図13】図5及び図6の作用を説明する第7の図

【図14】図5及び図6の作用を説明する第8の図

【図15】図5及び図6の作用を説明する第9の図

【図16】図5及び図6の作用を説明する第10の図

【図17】本発明の第2の実施の形態に係るカプセル内視鏡システムの外観構成を示す構成図

【図18】図17のカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図

【図19】本発明の第3の実施の形態に係るカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図

【図20】図19のカプセル内視鏡の動作の一例を示す図

【図21】図19のカプセル内視鏡システムによるジグリング処理の流れを示す図

【図22】図21の処理の作用を説明する図

【図23】本発明の第4の実施の形態に係るカプセル内視鏡システムの構成を示すブロック図

【図24】図23のX軸磁場発生装置の構成を示すブロック図

【図25】図23のカプセル内視鏡システムの作用を説明する第1の図

【図26】図23のカプセル内視鏡システムの作用を説明する第2の図

【符号の説明】

1…カプセル内視鏡システム

2…カプセル内視鏡

2a…カプセル本体

3…回転磁場発生装置

4…磁場制御装置

5…表示装置

6…画像処理装置

11…第1の電磁石

12…第2の電磁石

13…第3の電磁石

14～16…駆動アンプ

17～19…制御信号発生器

21…固定マグネット

22…照明素子

23…撮像素子

24…信号処理回路

25、34…メモリ

26、31…無線回路

32…画像処理回路

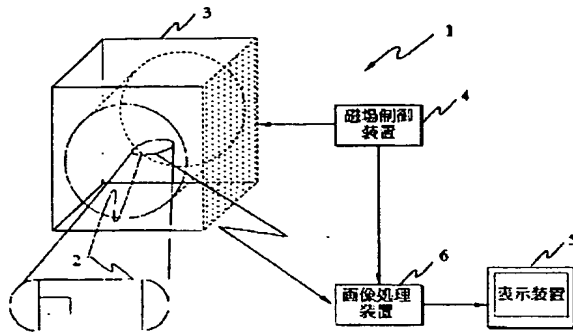
33…制御回路

35…方向指示装置

41…スクリー

42…対物光学系

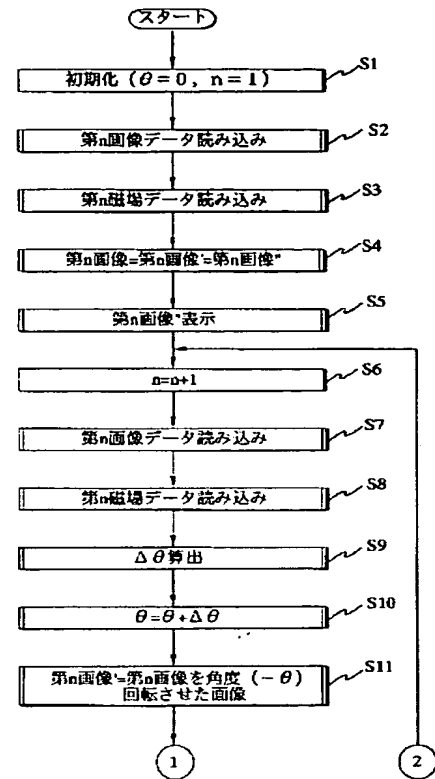
【図1】



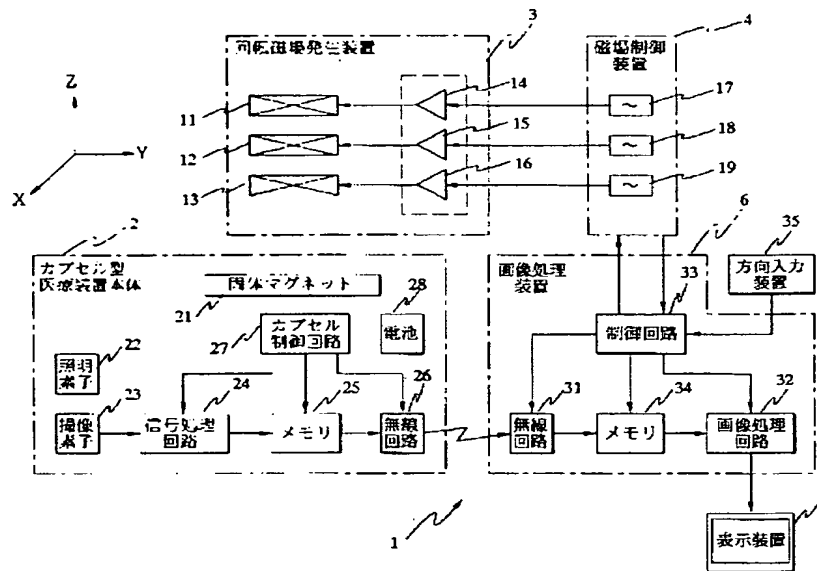
【図10】



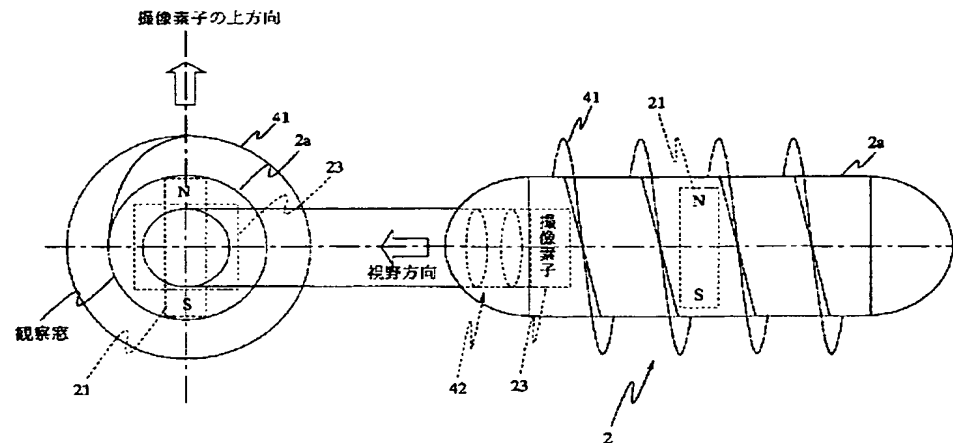
【図5】



【図2】

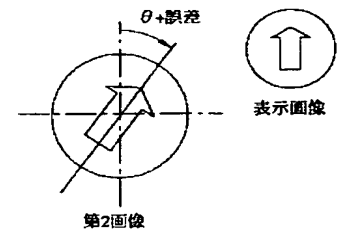


【図3】

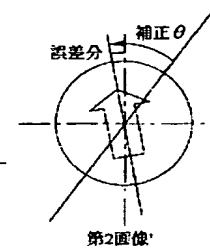


【図12】

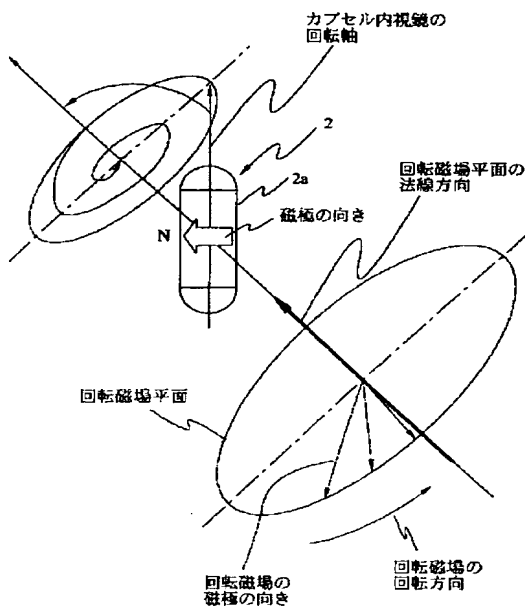
【図16】



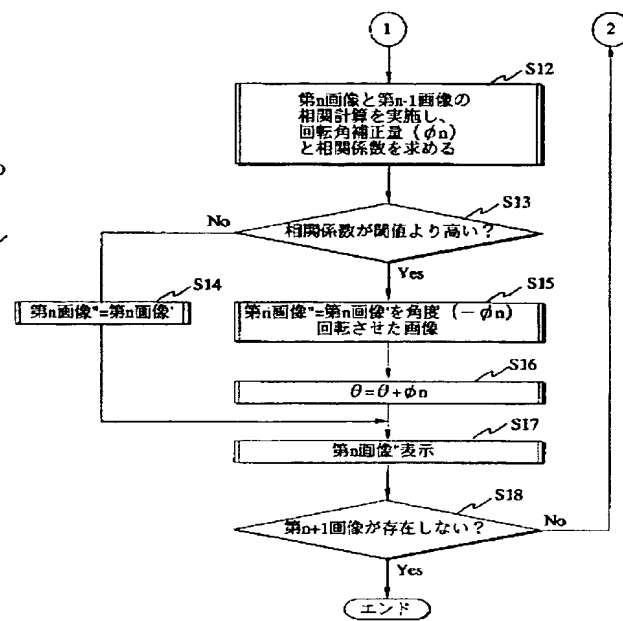
【図13】



【図4】



【図6】

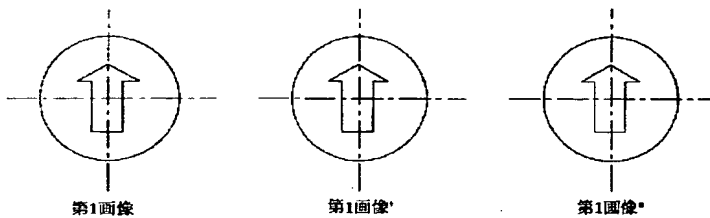


【図7】

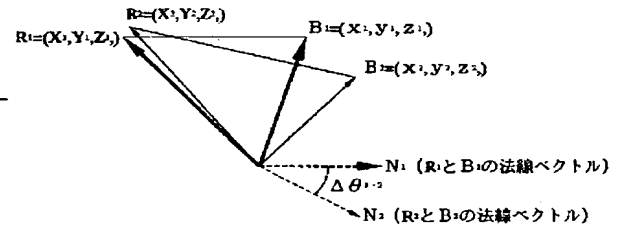


【図8】

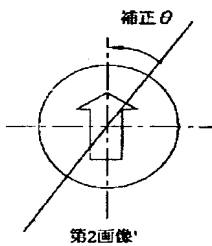
【図9】



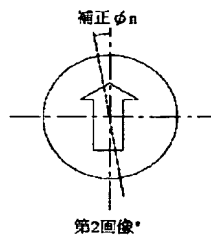
【図11】



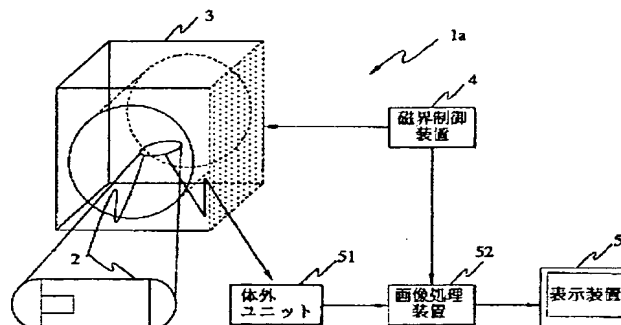
【図14】



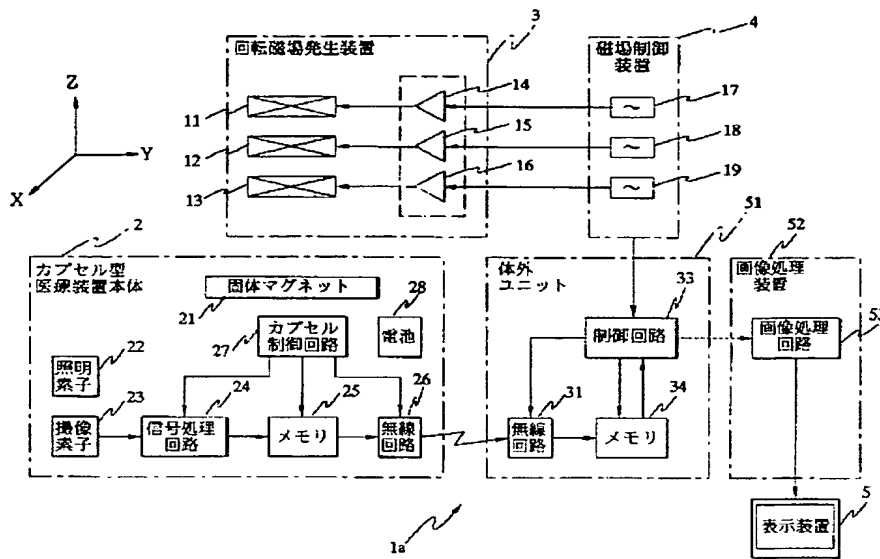
【図15】



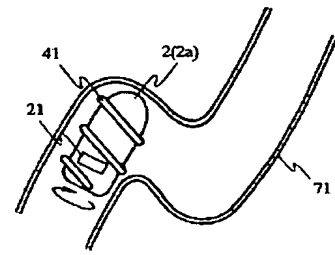
【図17】



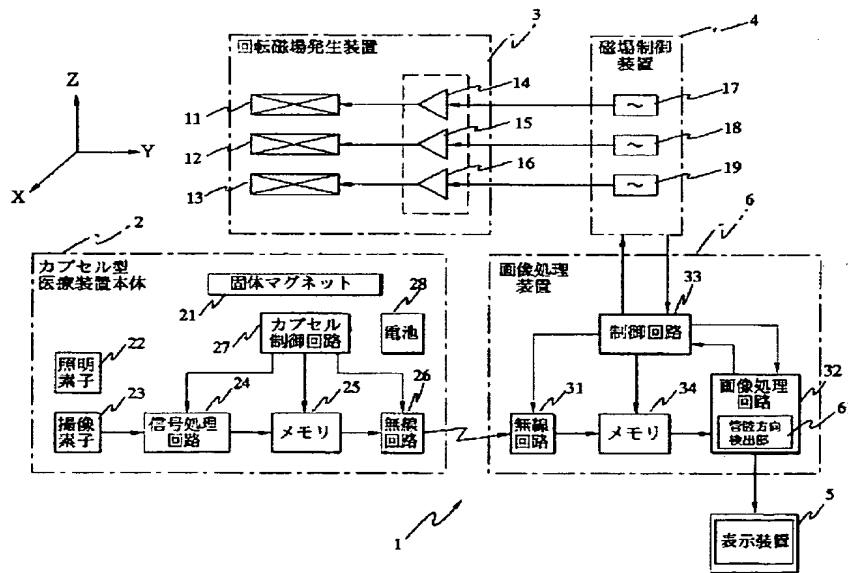
【図18】



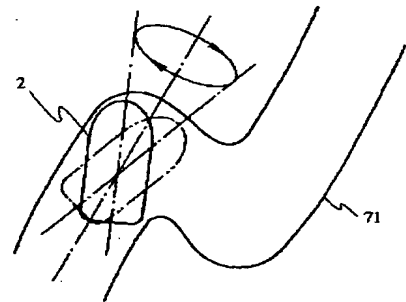
【図20】



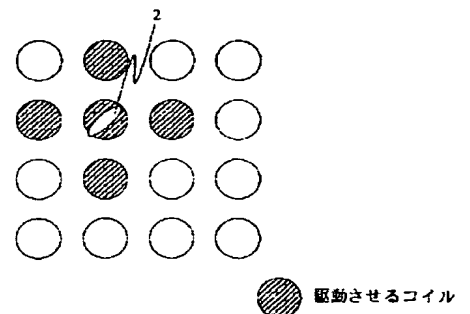
【図19】



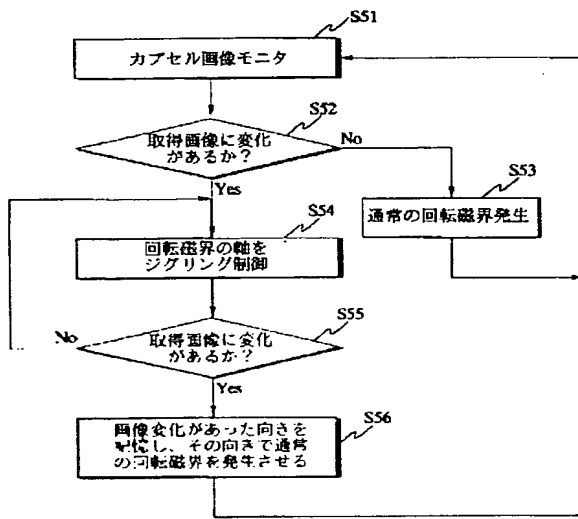
【図22】



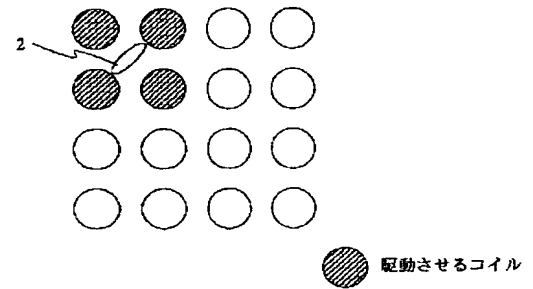
【図26】



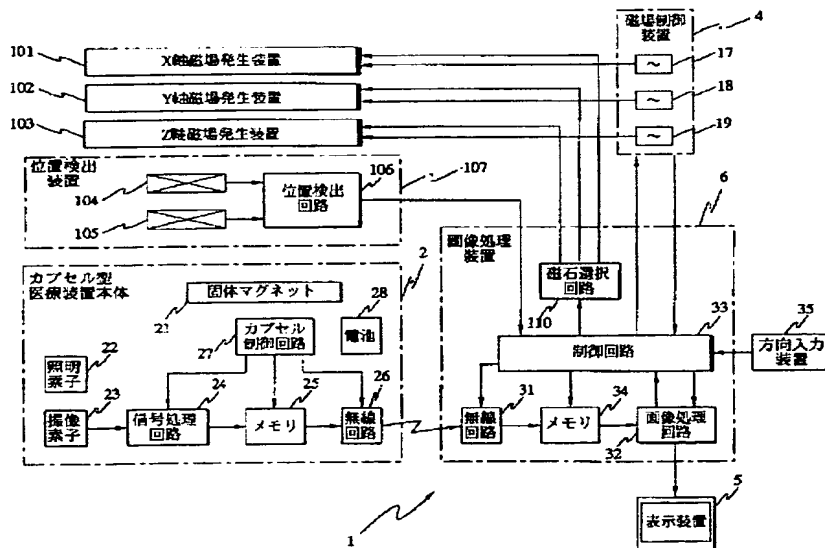
【図21】



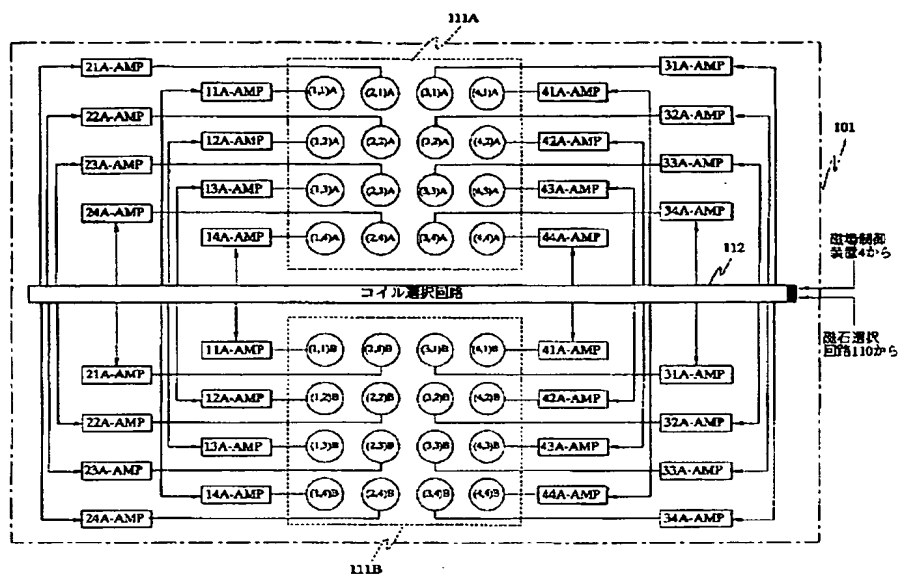
【図25】



【図23】



【図 24】



フロントページの続き

(72)発明者 横井 武司
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 水野 均
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C03S CC03 CC07 CC09
4C061 BB02 HH60 JJ17 LL02 MM00
NN03 NN05 NN07 NN10 UU06
WW06 YY12



US 20030229268A1

(19) **United States**(12) **Patent Application Publication**
Uchiyama et al.(10) **Pub. No.: US 2003/0229268 A1**(43) **Pub. Date: Dec. 11, 2003**(54) **ENCAPSULATED ENDOSCOPE SYSTEM IN WHICH ENDOSCOPE MOVES IN LUMEN BY ITSELF AND ROTATION OF IMAGE OF REGION TO BE OBSERVED IS CEASED**(30) **Foreign Application Priority Data**

Apr. 8, 2002 (JP) 2002-105493

Publication Classification(51) **Int. Cl.⁷** **A61B 1/04**(52) **U.S. Cl.** **600/109; 600/160; 600/137**(75) **Inventors:** Akio Uchiyama, Saitama-shi (JP);
Hironobu Takizawa, Tokyo (JP);
Takeshi Yokoi, Tokyo (JP); Hitoshi
Mizuno, Tokyo (JP)**Correspondence Address:****SCULLY SCOTT MURPHY & PRESSER, PC**
400 GARDEN CITY PLAZA
GARDEN CITY, NY 11530(73) **Assignee:** **OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.,**
TOKYO (JP)(21) **Appl. No.:** **10/409,329**(22) **Filed:** **Apr. 8, 2003**(57) **ABSTRACT**

An encapsulated endoscope system in accordance with the present invention comprises: an encapsulated endoscope that rotates to develop a thrust; a controller that moves the encapsulated endoscope in an intended direction of advancement; an imaging unit incorporated in the encapsulated endoscope; and an image processing unit that receives image data sent from the imaging unit, and produces an image, which results from rotation of the received image data, according to the rotational phase of the encapsulated endoscope.

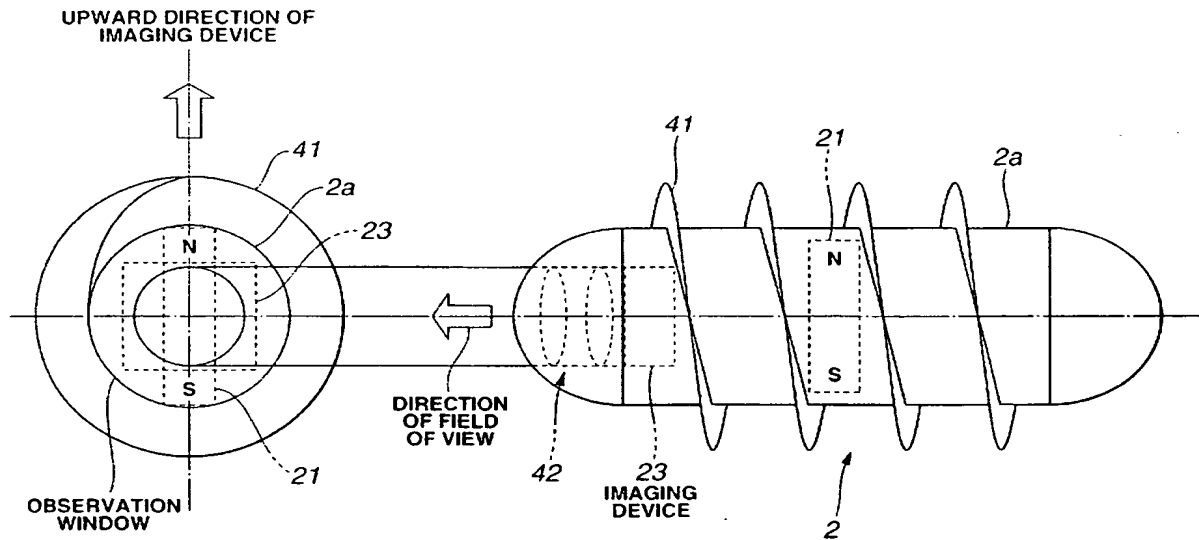


FIG.1

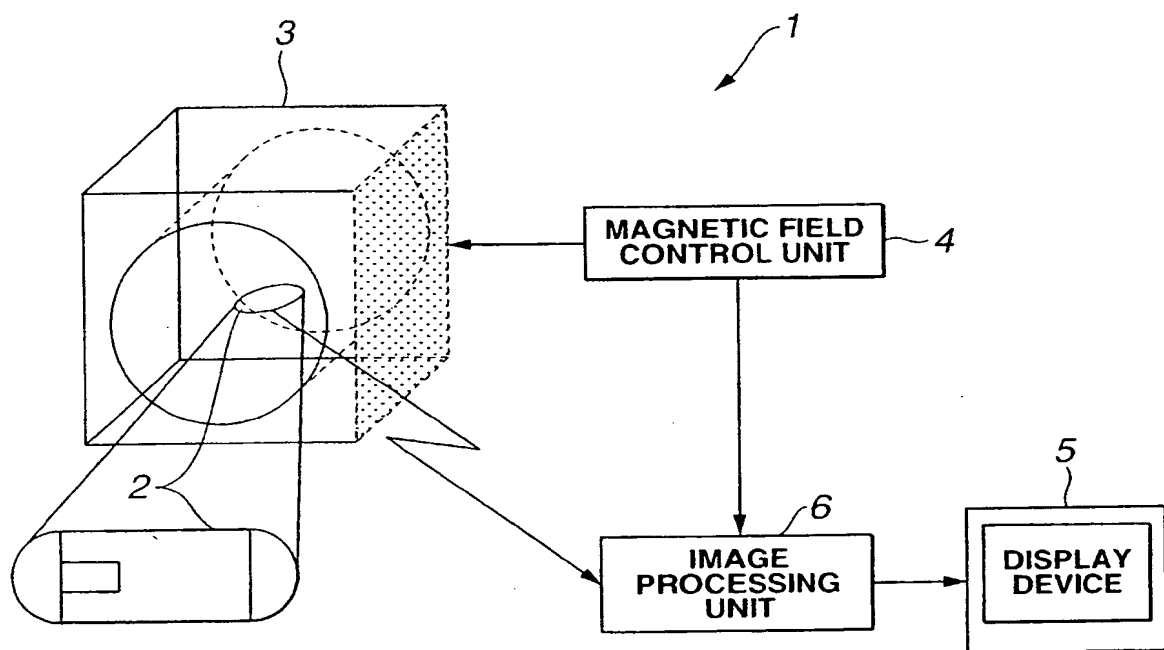


FIG. 2

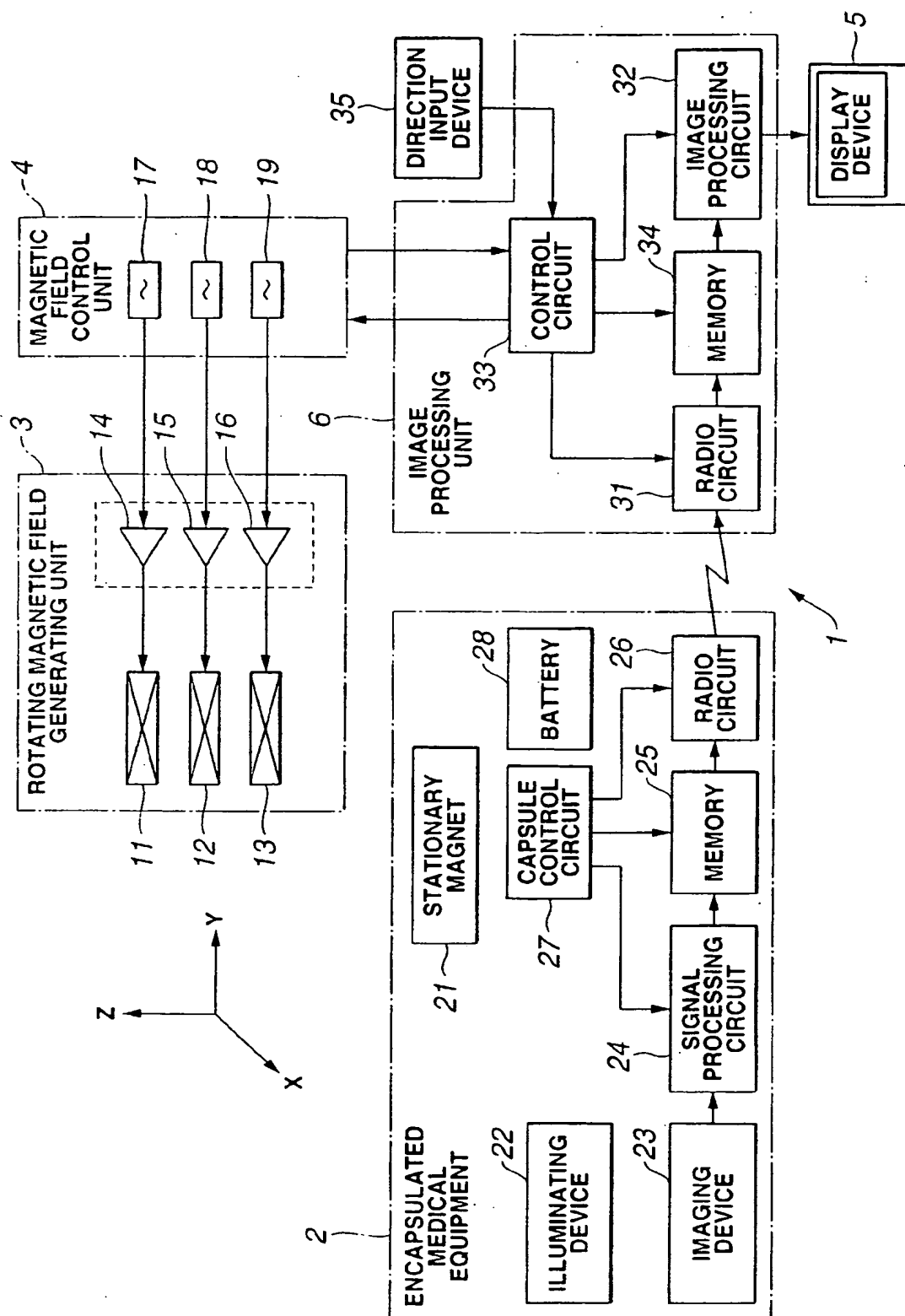


FIG. 3

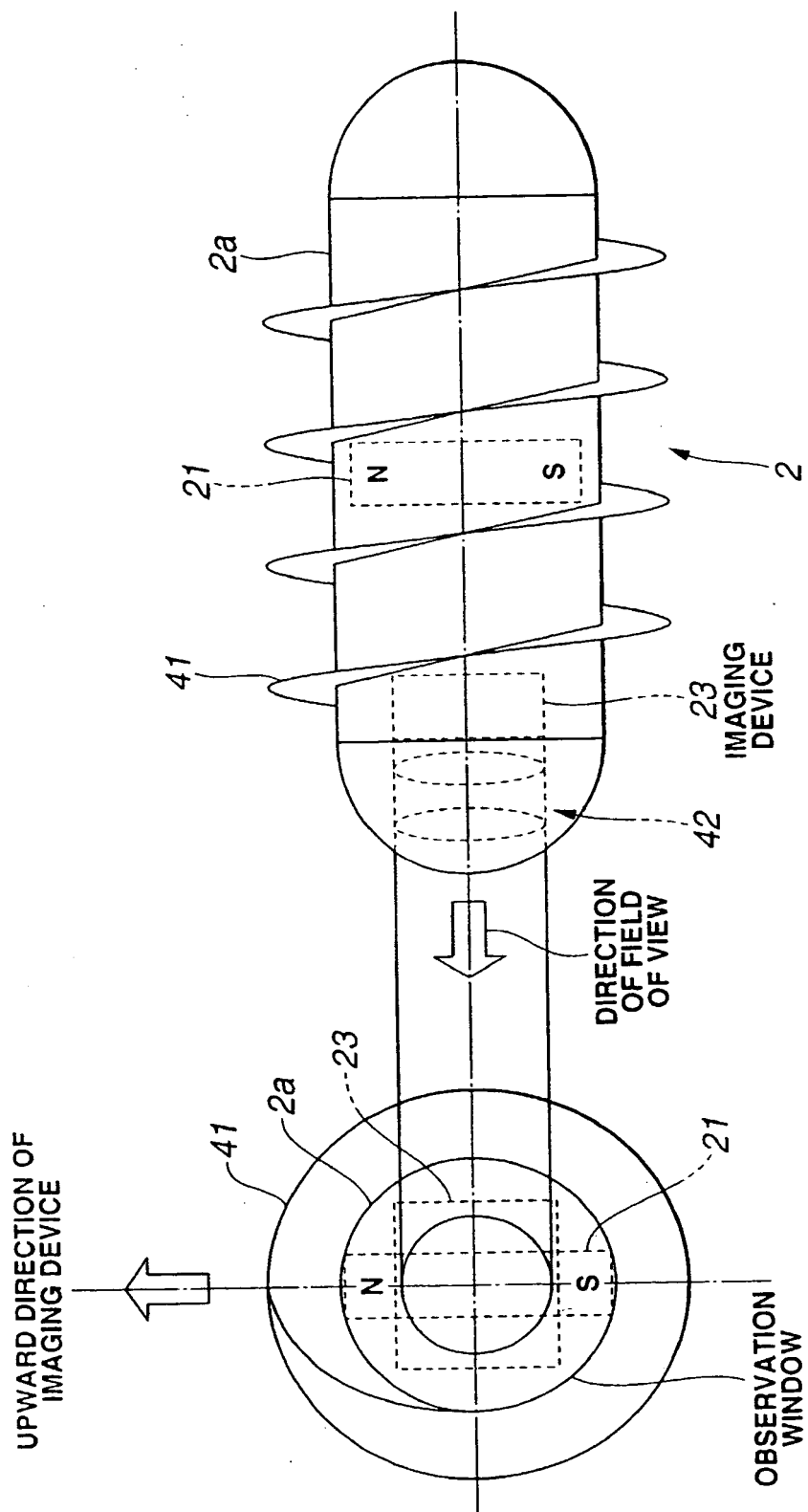


FIG.4

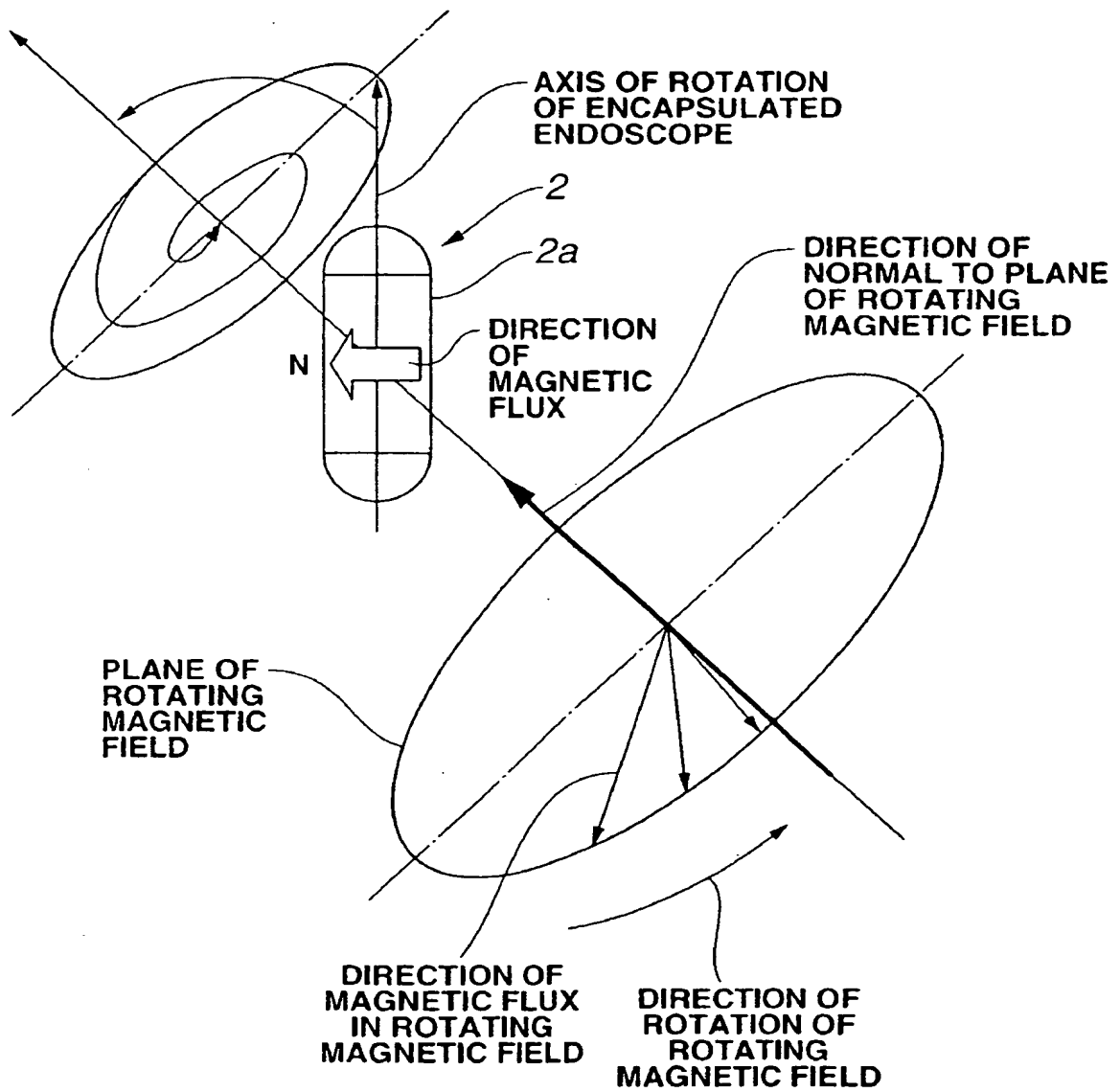


FIG.5

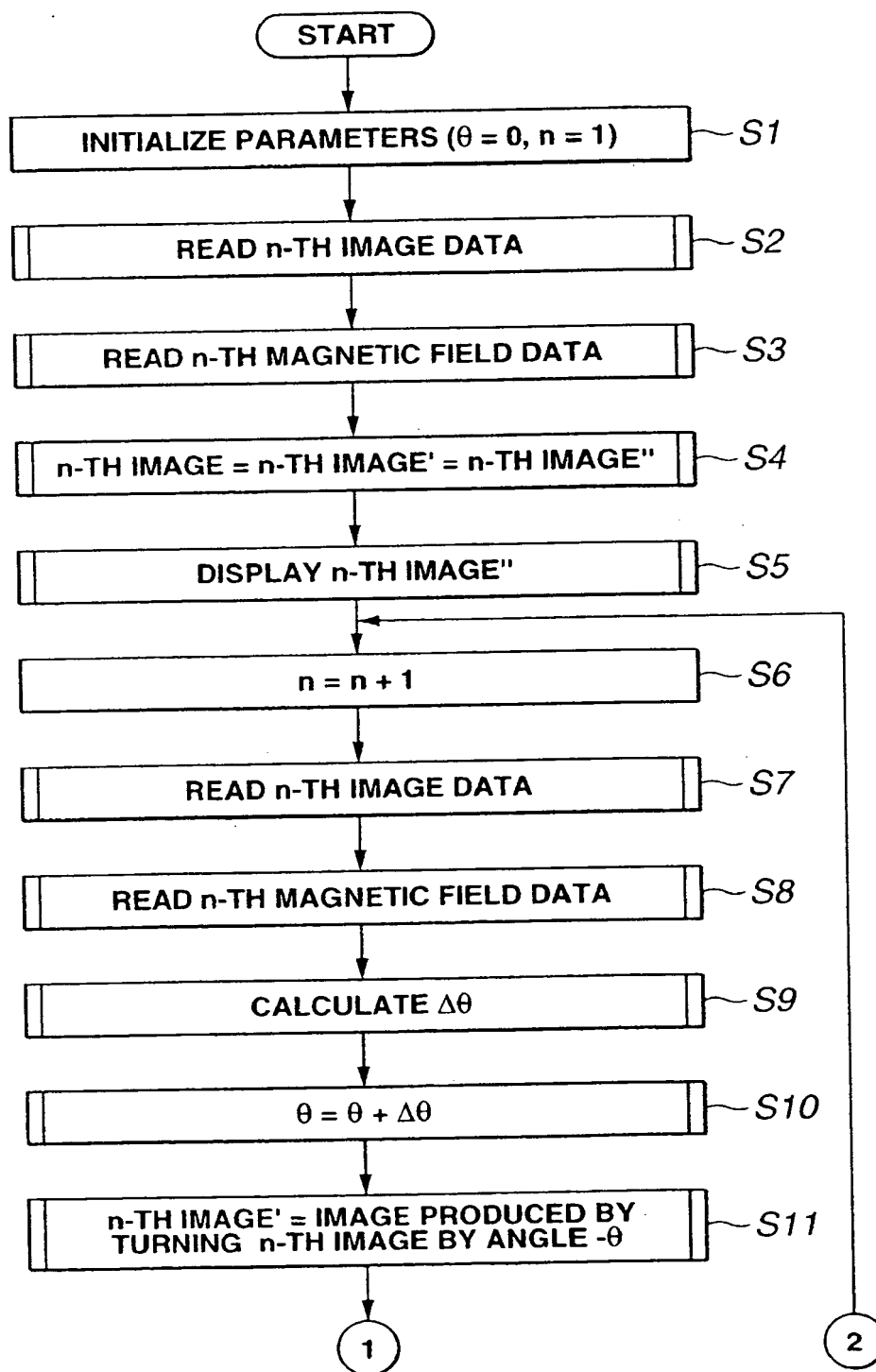


FIG. 6

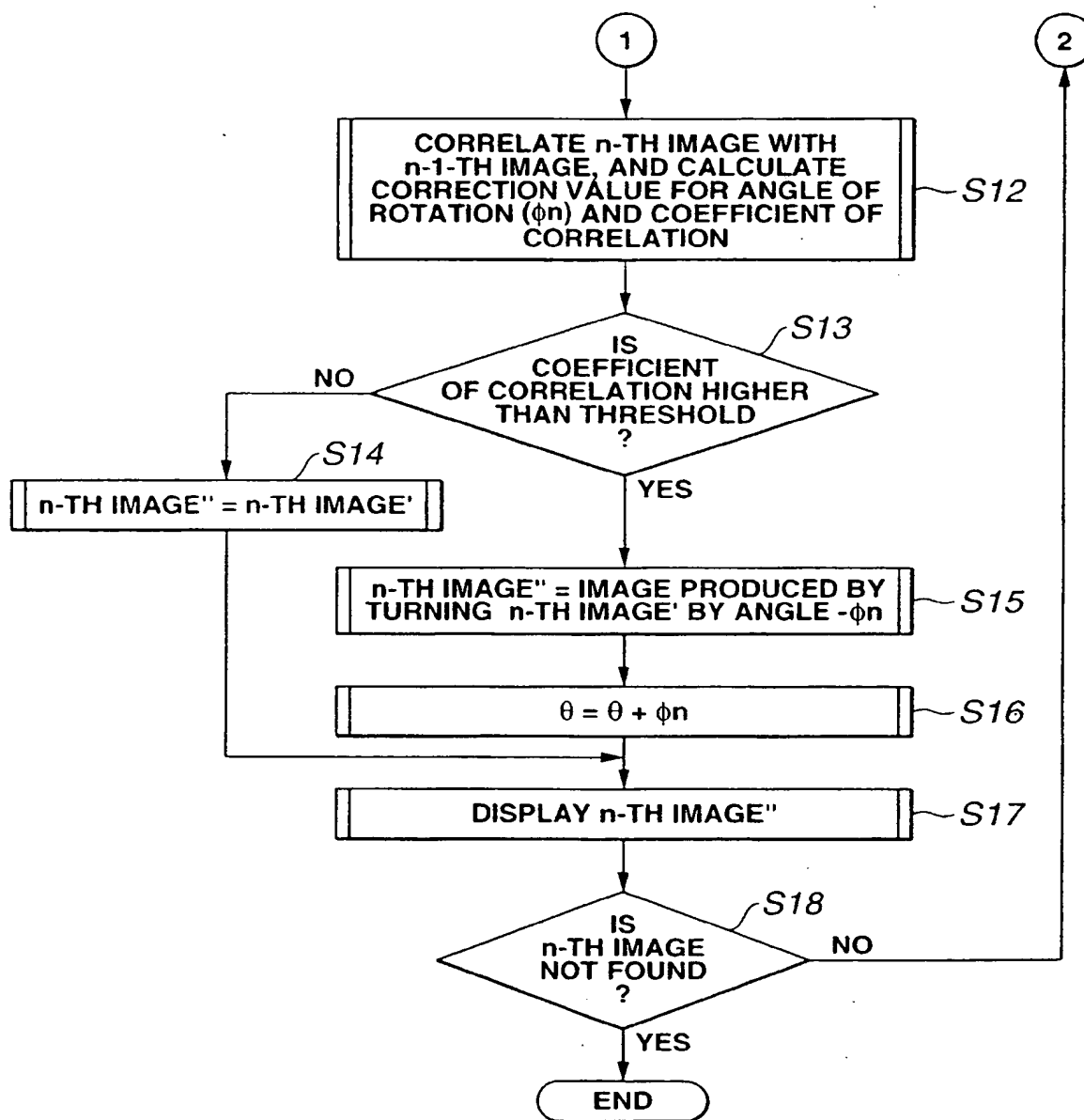


FIG.7

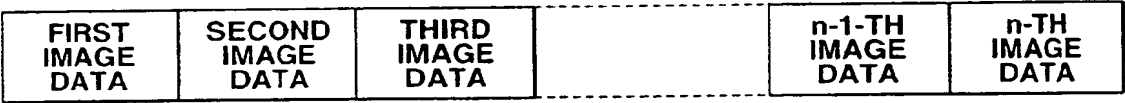


FIG.8

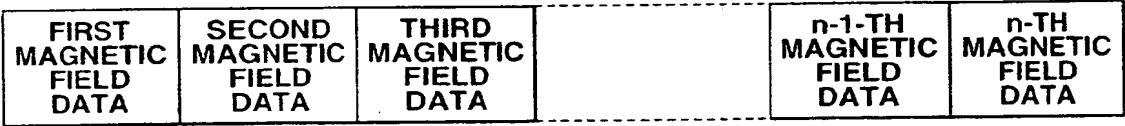


FIG.9

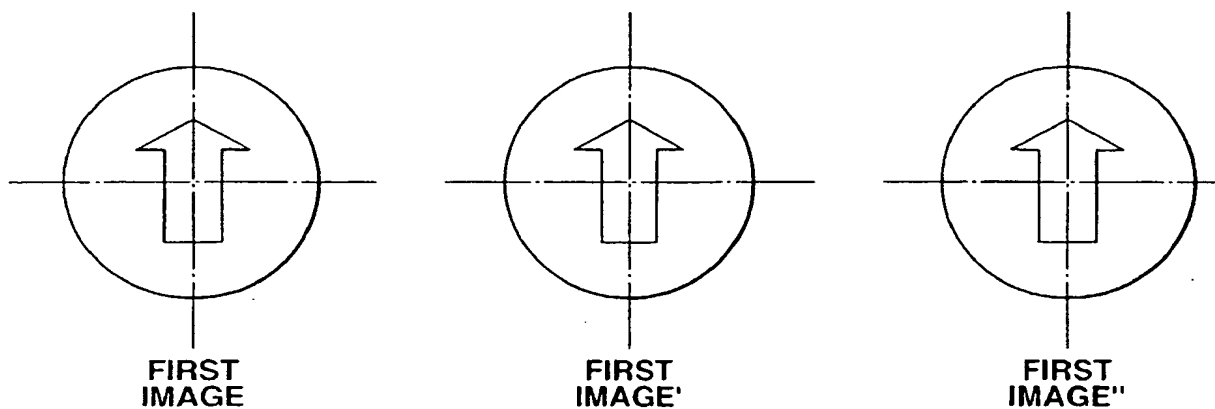


FIG.10

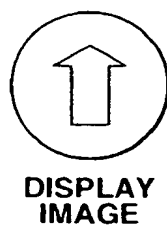


FIG.11

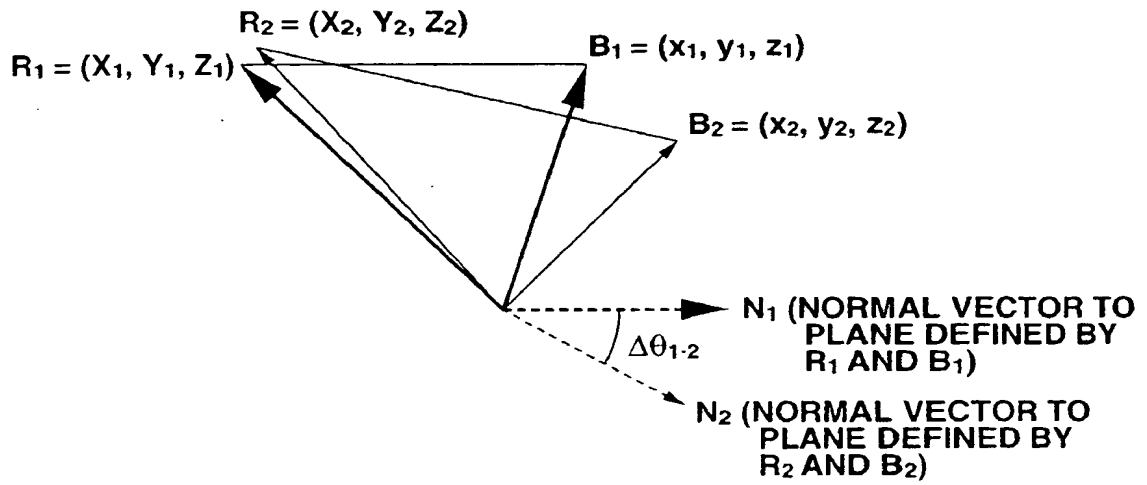


FIG.12

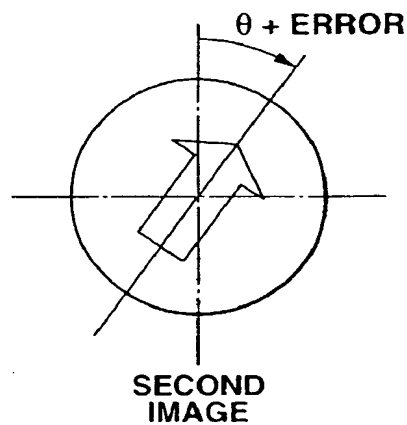


FIG.13

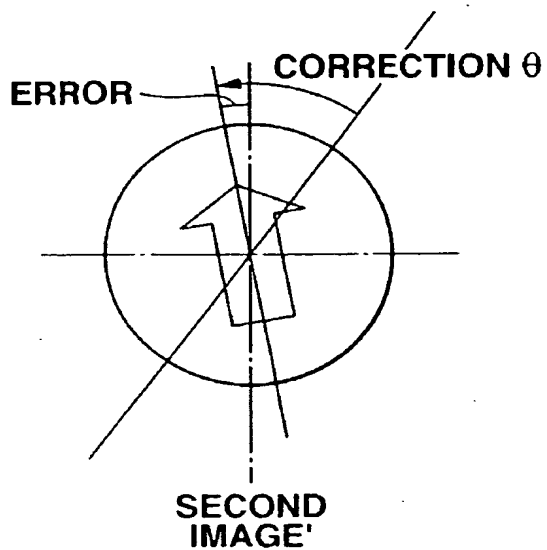


FIG.14

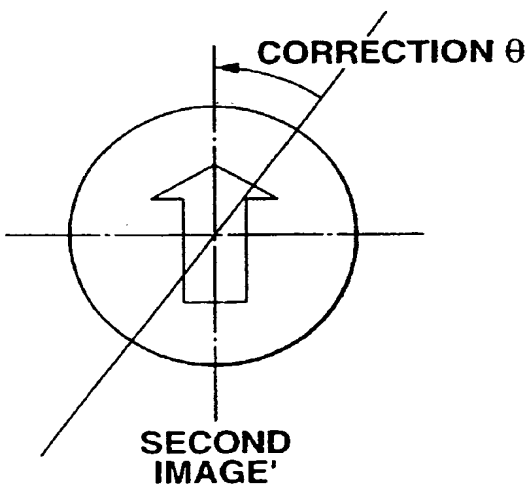


FIG.15

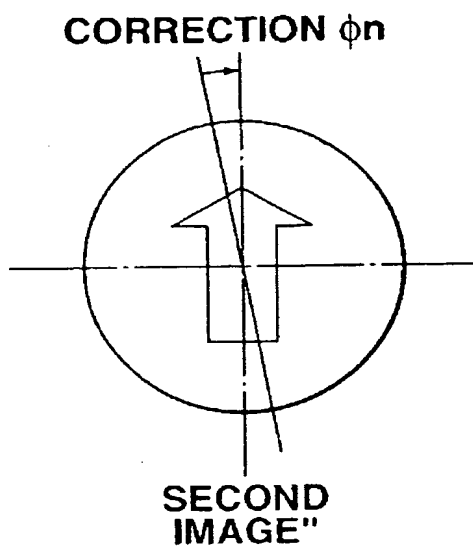


FIG.16

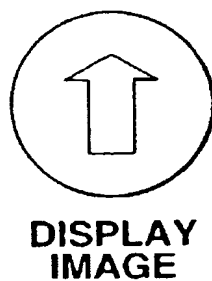


FIG.17

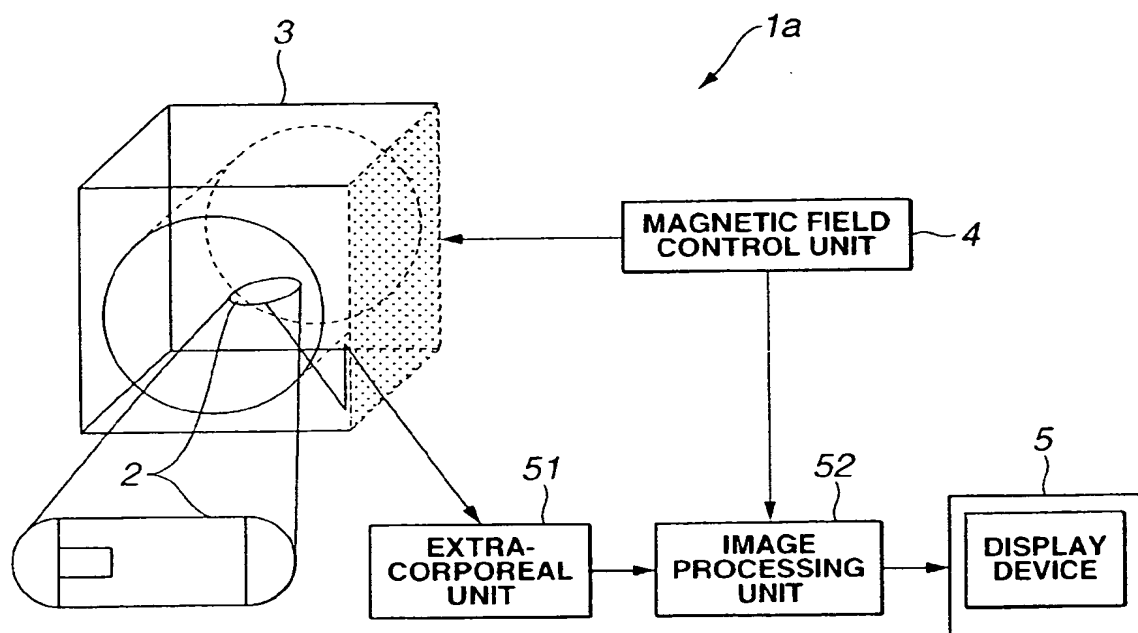


FIG. 18

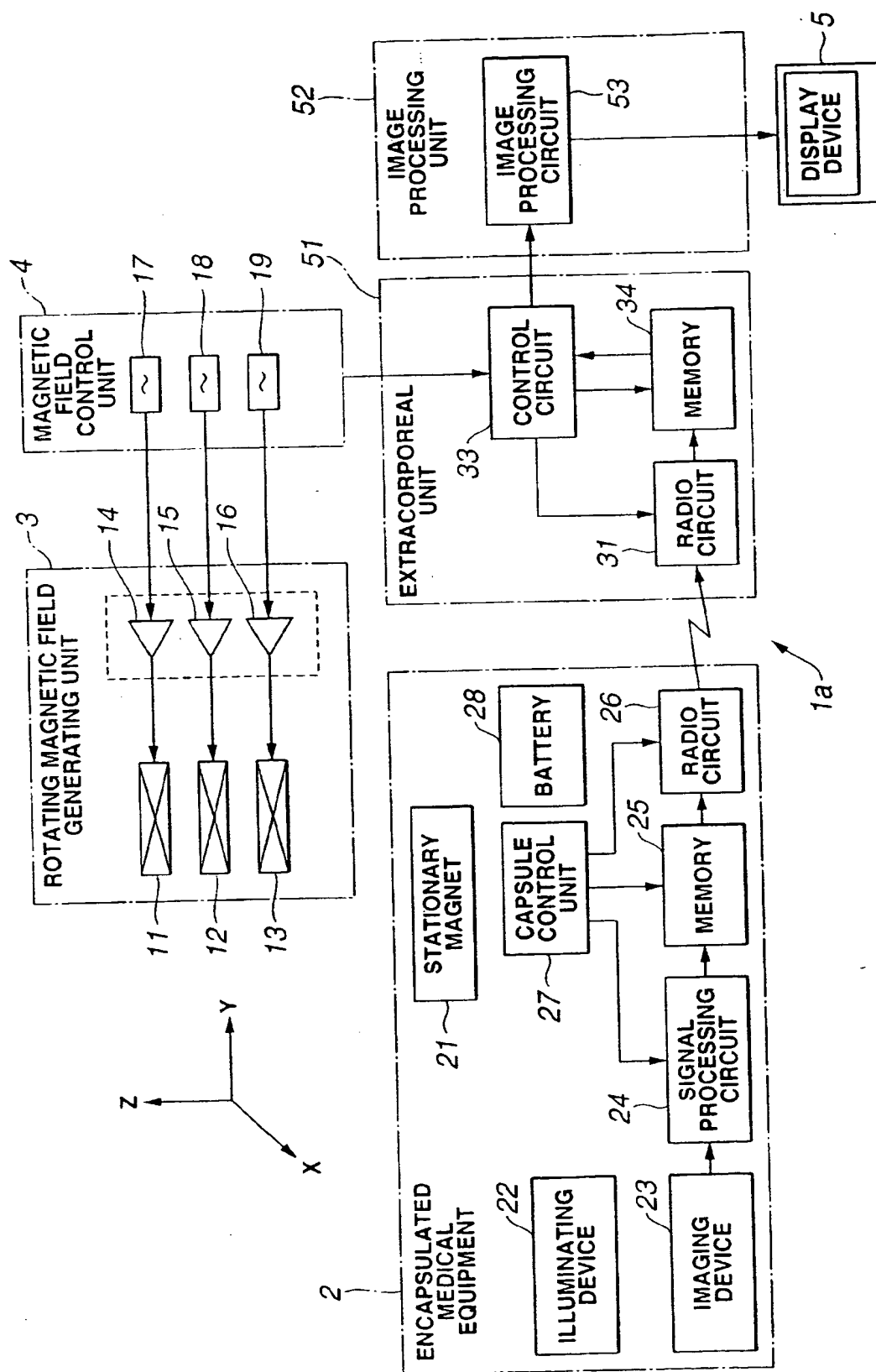


FIG. 19

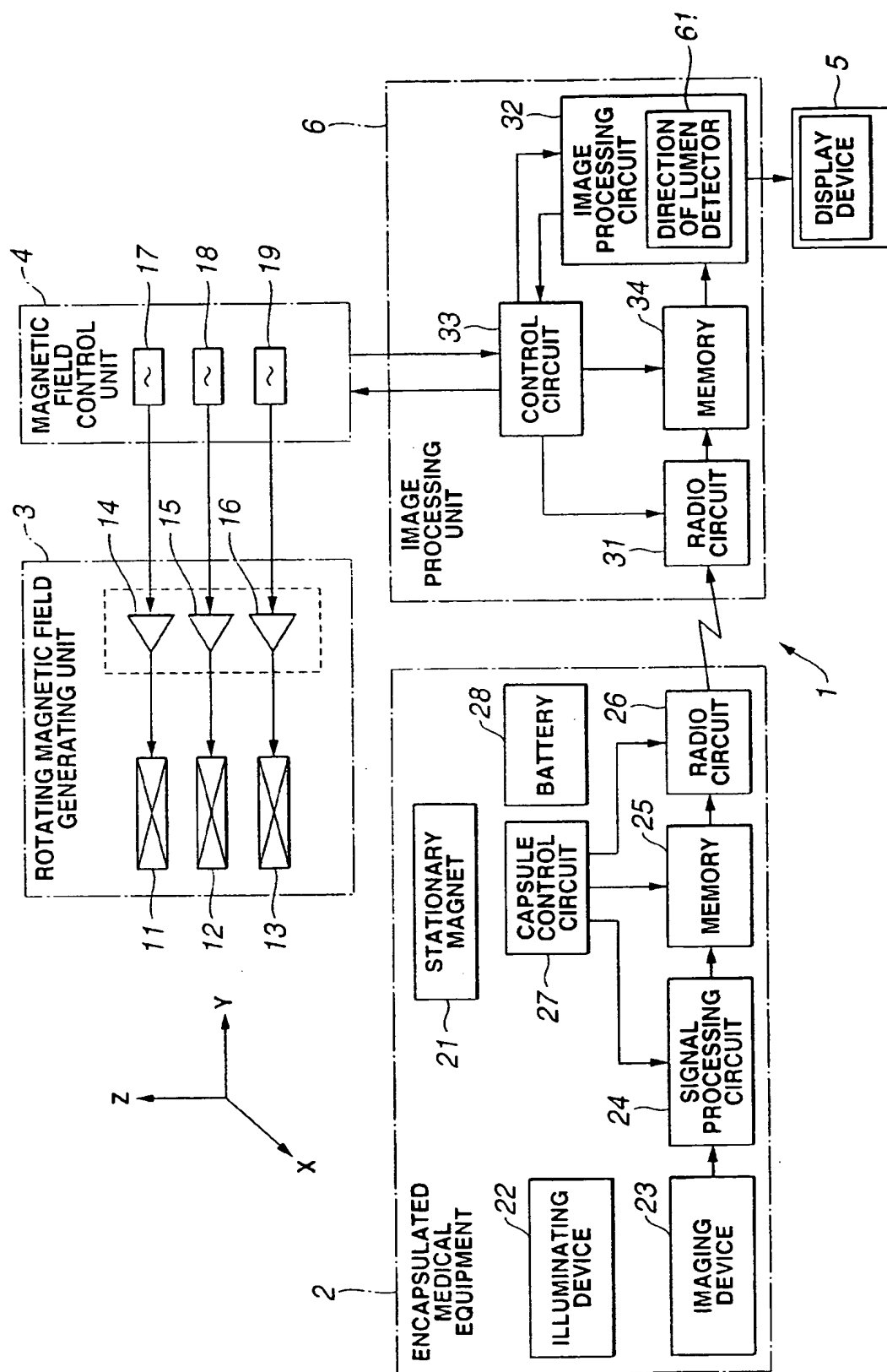


FIG.20

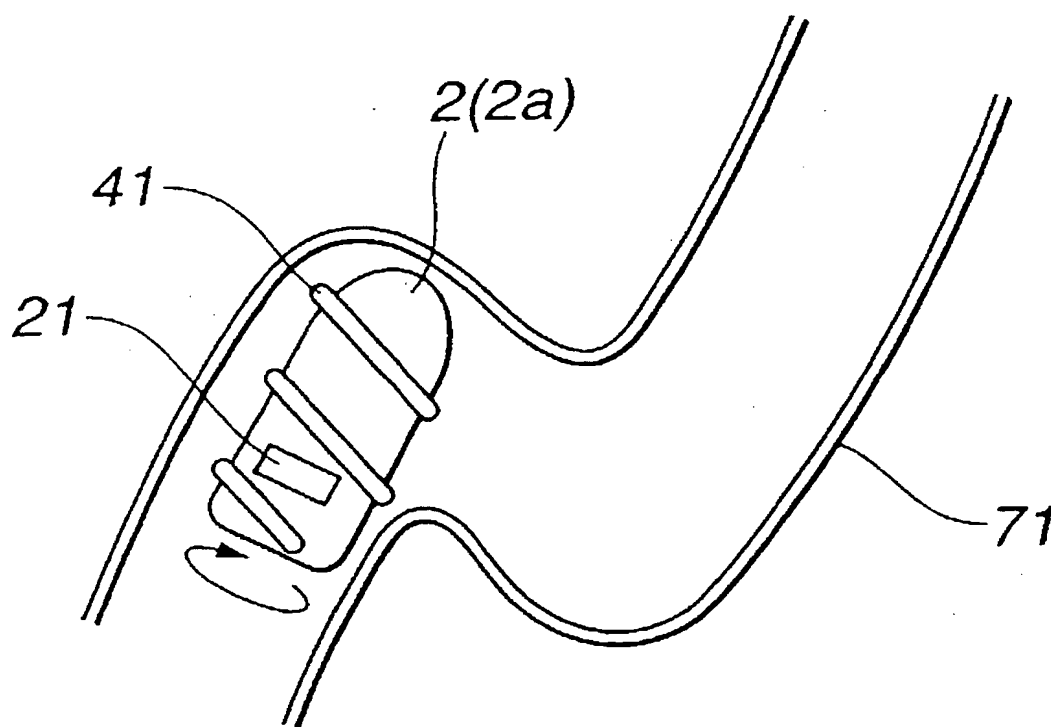


FIG.21

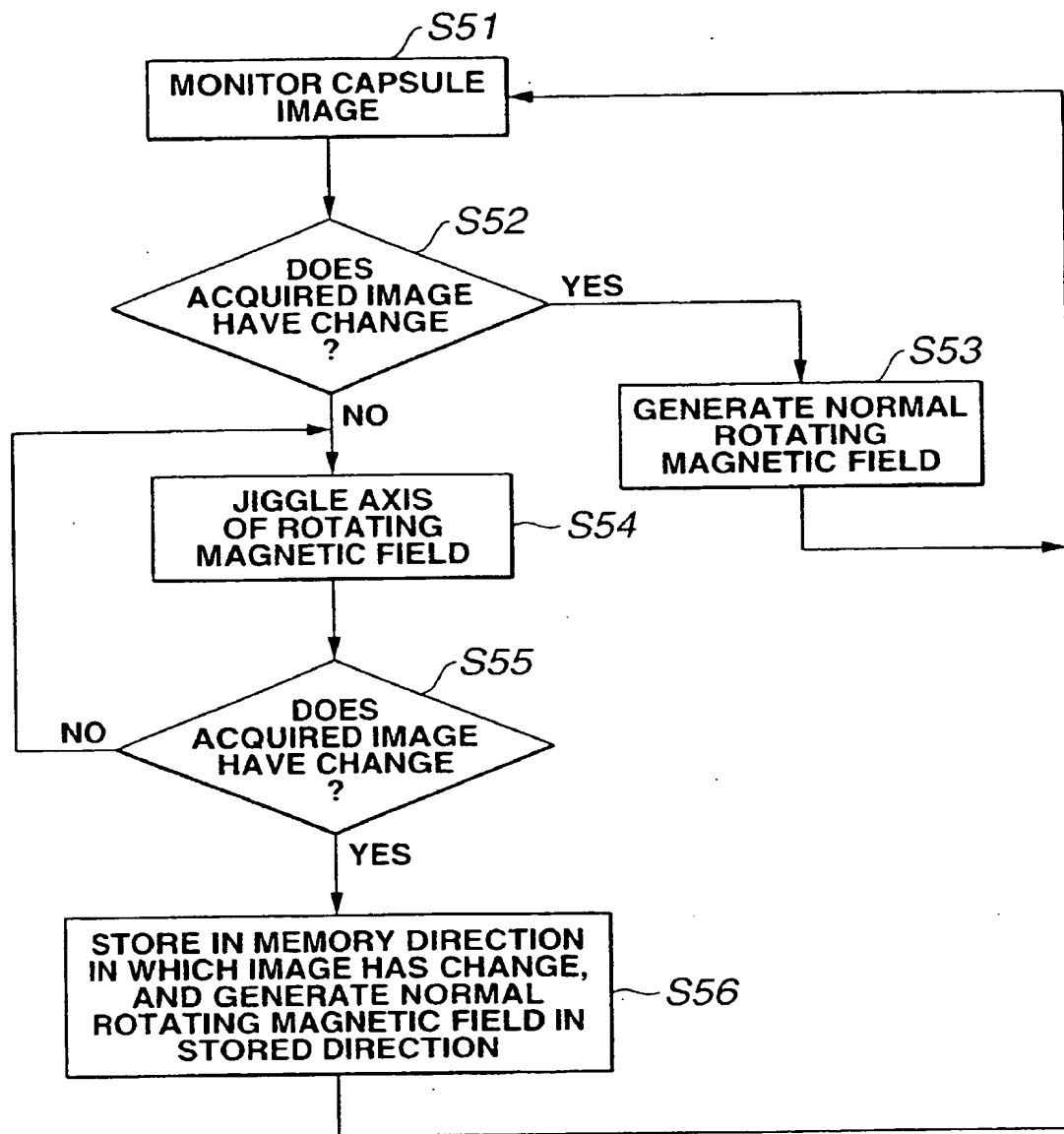


FIG.22

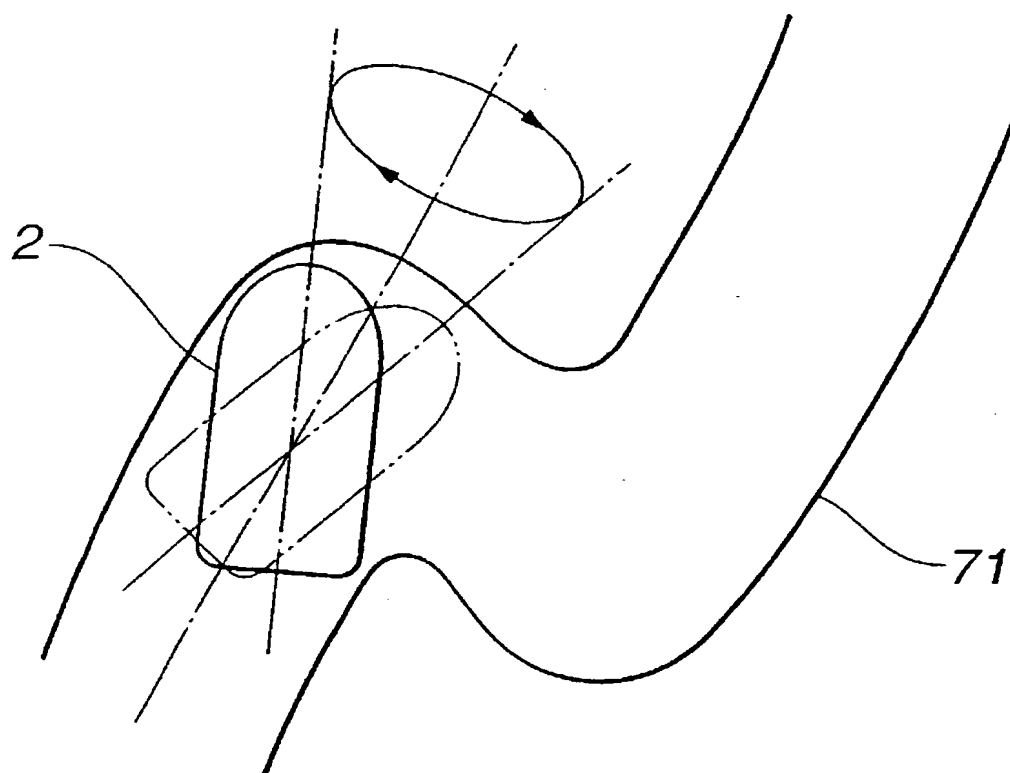


FIG. 23

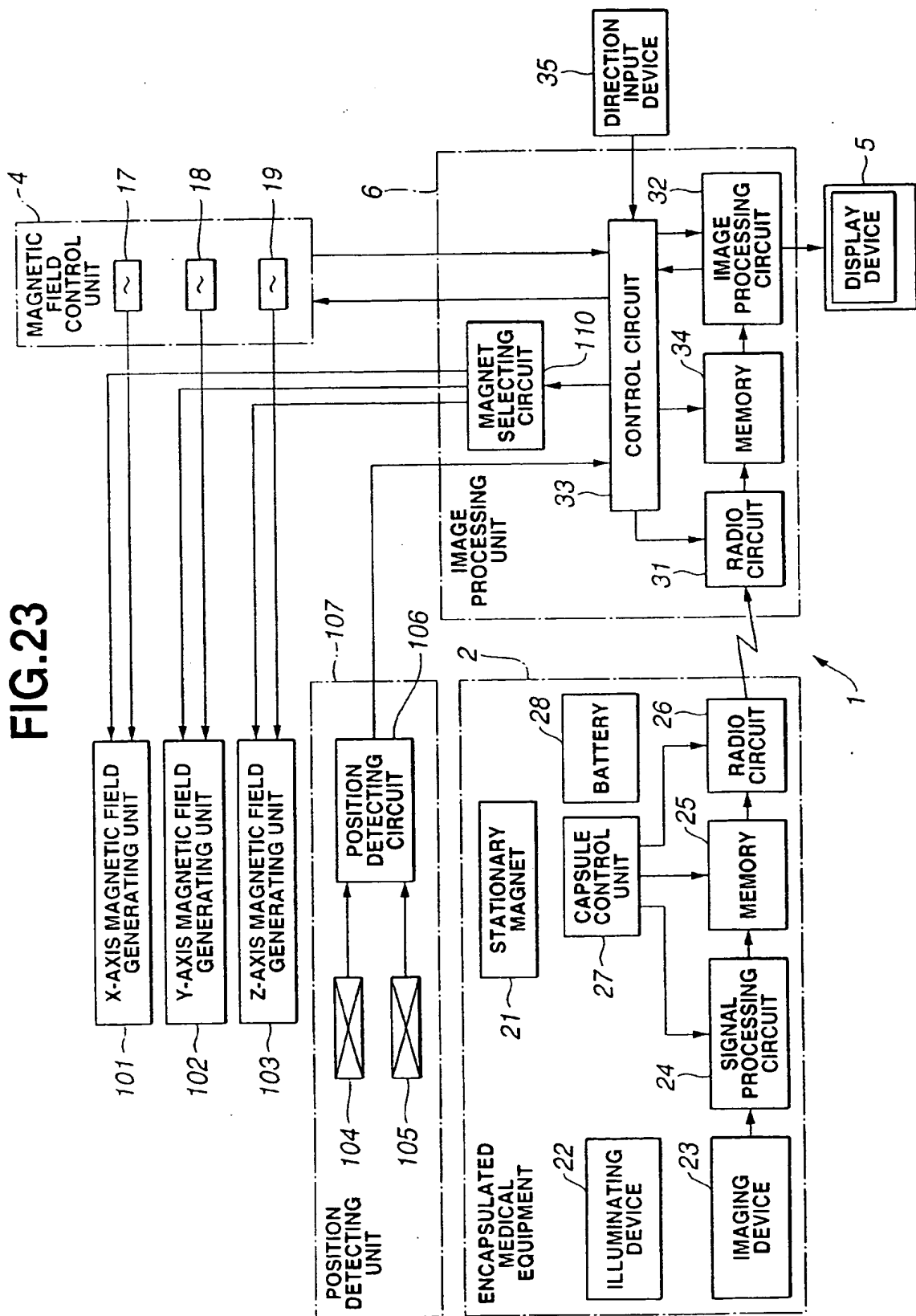


FIG. 24

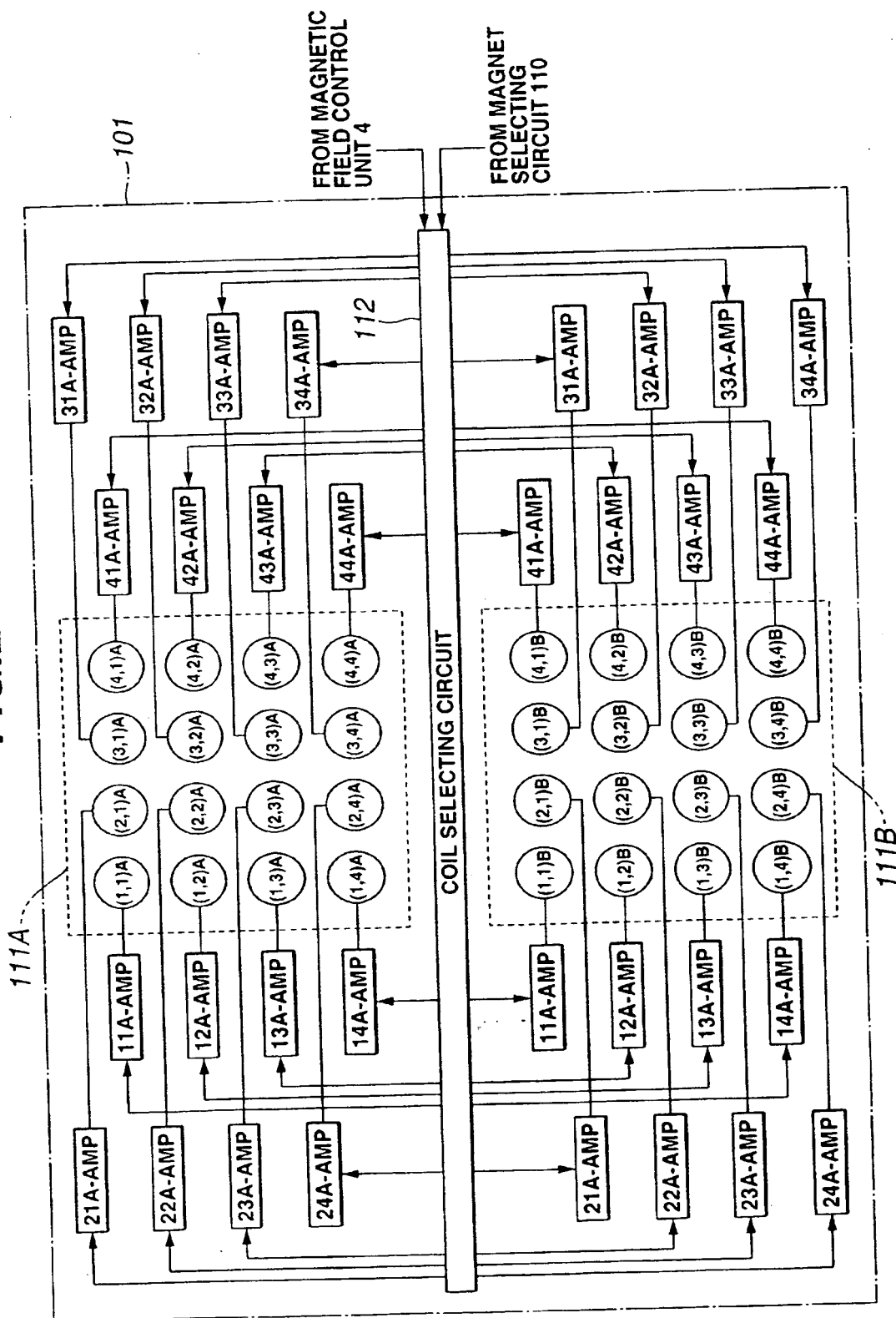


FIG.25

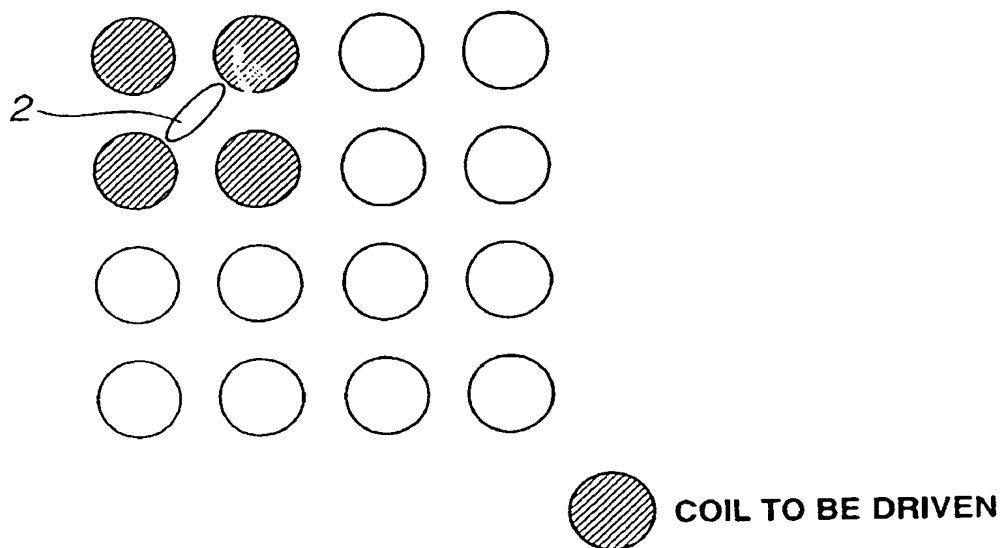
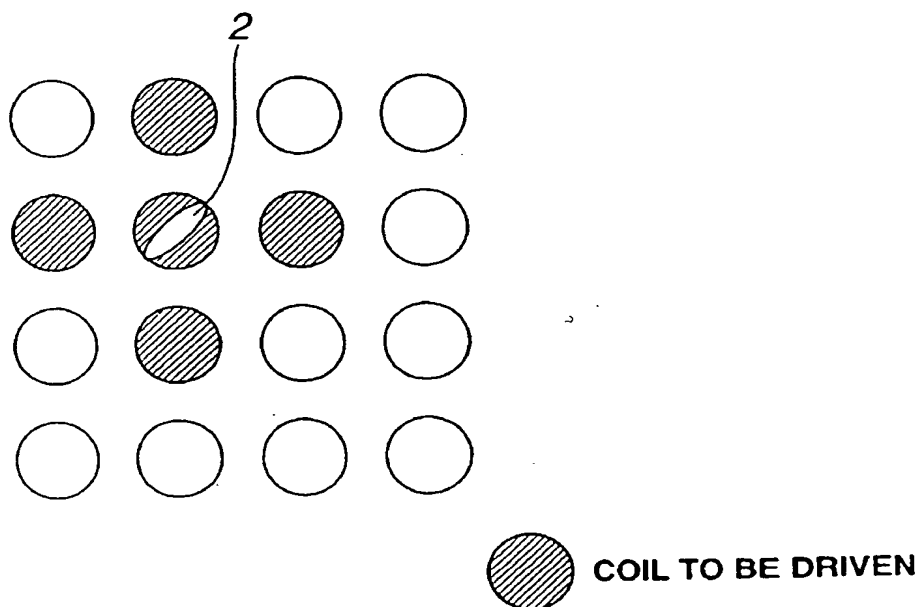


FIG.26



ENCAPSULATED ENDOSCOPE SYSTEM IN WHICH ENDOSCOPE MOVES IN LUMEN BY ITSELF AND ROTATION OF IMAGE OF REGION TO BE OBSERVED IS CEASED

[0001] This application claims the benefit of Japanese Application No. 2002-105493 filed in Japan on Apr. 8, 2002, the contents of which are incorporated by the reference.

BACKGROUND OF THE INVENTION

[0002] 1. Field of the Invention

[0003] The present invention relates to an encapsulated endoscope system for driving and controlling an encapsulated endoscope that moves in a lumen by itself to image a region to be observed.

[0004] 2. Description of the Related Art

[0005] For example, Japanese Unexamined Patent Application Publication No. 2001-179700 discloses a movement control system for movable micro-machines. The movement control system comprises: a magnetic field generating section that generates a rotating magnetic field; a robot that rotates on receipt of the rotating magnetic field generated by the magnetic field generating section so as to develop a thrust; a position detecting section that detects the position of the robot; and a magnetic field deflecting section that changes the orientation of the rotating magnetic field generated by the magnetic field generating section so as to move the robot in the direction of a destination.

SUMMARY OF THE INVENTION

[0006] According to the present invention, an encapsulated endoscope system comprises: an encapsulated endoscope that rotates to develop a thrust; a controller that moves the encapsulated endoscope in an intended direction of advancement; an imaging unit incorporated in the encapsulated endoscope; and an image processing unit that receives image data sent from the imaging section, and produces an image, which results from turning of the received image data, according to a rotational phase of the encapsulated endoscope.

[0007] Other features of the present invention and advantages thereof will be fully apparent from the description below.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0008] FIG. 1 to FIG. 16 are concerned with a first embodiment of the present invention;

[0009] FIG. 1 shows the outward configuration of an encapsulated endoscope system;

[0010] FIG. 2 is a block diagram showing the configuration of the capsulated endoscope system shown in FIG. 1;

[0011] FIG. 3 shows the outward form of an encapsulated endoscope included in the system shown in FIG. 2;

[0012] FIG. 4 is an explanatory diagram showing the encapsulated endoscope shown in FIG. 3;

[0013] FIG. 5 is a first flowchart describing processing to be performed in the encapsulated endoscope system shown in FIG. 2;

[0014] FIG. 6 is a second flowchart describing processing to be performed in the encapsulated endoscope system shown in FIG. 2;

[0015] FIG. 7 is a first explanatory diagram illustrating the effect of the processing described in FIG. 5 and FIG. 6;

[0016] FIG. 8 is a second explanatory diagram illustrating the effect of the processing described in FIG. 5 and FIG. 6;

[0017] FIG. 9 is a third explanatory diagram illustrating the effect of the processing described in FIG. 5 and FIG. 6;

[0018] FIG. 10 is a fourth explanatory diagram illustrating the effect of the processing described in FIG. 5 and FIG. 6;

[0019] FIG. 11 is a fifth explanatory diagram illustrating the effect of the processing described in FIG. 5 and FIG. 6;

[0020] FIG. 12 is a sixth explanatory diagram illustrating the effect of the processing described in FIG. 5 and FIG. 6;

[0021] FIG. 13 is a seventh explanatory diagram illustrating the effect of the processing described in FIG. 5 and FIG. 6;

[0022] FIG. 14 is an eighth explanatory diagram illustrating the effect of the processing described in FIG. 5 and FIG. 6;

[0023] FIG. 15 is a ninth explanatory diagram illustrating the effect of the processing described in FIG. 5 and FIG. 6;

[0024] FIG. 16 is a tenth explanatory diagram illustrating the effect of the processing described in FIG. 5 and FIG. 6;

[0025] FIG. 17 and FIG. 18 are concerned with a second embodiment of the present invention;

[0026] FIG. 17 shows the outward form of an encapsulated endoscope system;

[0027] FIG. 18 is a block diagram showing the configuration of the encapsulated endoscope system shown in FIG. 17;

[0028] FIG. 19 to FIG. 22 are concerned with a third embodiment of the present invention;

[0029] FIG. 19 is a block diagram showing the configuration of an encapsulated endoscope system;

[0030] FIG. 20 shows an example of a movement to be made by an encapsulated endoscope included in the system shown in FIG. 19;

[0031] FIG. 21 describes a flow of jiggling performed in the encapsulated endoscope system shown in FIG. 19;

[0032] FIG. 22 is an explanatory diagram showing the effect of the processing described in FIG. 21;

[0033] FIG. 23 to FIG. 26 are concerned with a fourth embodiment of the present invention;

[0034] FIG. 23 is a block diagram showing the configuration of an encapsulated endoscope system;

[0035] FIG. 24 is a block diagram showing the configuration of an X-axis magnetic field generating unit included in the system shown in FIG. 23;

[0036] FIG. 25 is a first diagram showing the operation of the encapsulated endoscope system shown in FIG. 23; and

[0037] FIG. 26 is a second diagram showing the operation of the encapsulated endoscope system shown in FIG. 23.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

[0038] First Embodiment:

[0039] (Constituent Features)

[0040] As shown in FIG. 1, an encapsulated endoscope system 1 in accordance with the present embodiment comprises: an encapsulated endoscope 2 that is inserted into a body cavity, moves by itself owing to an external rotating magnetic field, and picks up an image of the interior of a body cavity; a rotating magnetic field generating unit 3 that generates the external rotating magnetic field; a magnetic field control unit 4 that controls the rotating magnetic field generated by the rotating magnetic field generating unit 3; and an image processing unit 6 that receives a magnetic field control signal sent from the magnetic field control unit 4, receives an image from the encapsulated endoscope 2 by radio, performs image processing, and displays an image on a display device 5.

[0041] As shown in FIG. 2, the rotating magnetic field generating unit 3 comprises: a first electromagnet 11 that generates a magnetic field in an X-axis direction; a second electromagnet 12 that generates a magnetic field in a Y-axis direction; a third electromagnet 13 that generates a magnetic field in a Z-axis direction; and driving amplifiers 14 to 16 that drive the first to third electromagnets 11 to 13 respectively. The magnetic field control unit 4 is composed of control signal generators 17 to 19. The control signal generators 17 to 19 control the driving amplifiers 14 to 16 respectively, transmit a magnetic field control signal, in response to which the rotating magnetic field generating unit 3 generates a rotating magnetic field, to the rotating magnetic field generating unit 3, and transmit data of a magnetic field generated by the rotating magnetic field generating unit 3 to the image processing unit 6.

[0042] Incorporated in the encapsulated endoscope 2 are: a stationary magnet 21 that rotates while reacting to a rotating magnetic field; an illuminating device (for example, an LED) 22 that generates illumination light with which the interior of a body cavity is illuminated; an imaging device (for example, a CCD) 23 that images an intracavitary region illuminated with the illumination light; a signal processing circuit 24 that samples an image signal produced by the imaging device and converts it into a digital video signal; a memory 25 in which the digital video signal sent from the signal processing circuit 24 is stored; a radio circuit 26 that transmits the digital video signal stored in the memory 25 to the image processing unit 6 by radio; a capsule control circuit 27 for controlling the signal processing circuit 24, memory 25, and radio circuit 26; and a battery 28 that supplies power to the circuits incorporated in a capsule.

[0043] The image processing unit 6 comprises: a radio circuit 31 that receives image data sent from the encapsulated endoscope 2 by radio; a memory 34 in which a digital video signal received by the radio circuit 31 is stored as image data; an image processing circuit 32 that performs turning and other desired processing on the image data stored in the memory 34; and a control circuit 33 that receives data of a magnetic field generated by the rotating

magnetic field generating unit 3 and controls the image processing circuit 32 and radio circuit 31. In the memory 34, the control circuit 33 stores the magnetic field data received from the magnetic field control unit 4 in association with image data.

[0044] Moreover, the control circuit 33 transmits an advancement control signal to the magnetic field control unit 4. The advancement control signal is produced based on an instruction signal received from a direction instructing device 35, for example, a keyboard or a joystick that is used to instruct a direction of advancement in which the encapsulated endoscope 2 should be advanced.

[0045] An operator determines a direction, in which the encapsulated endoscope 2 should be advanced, by monitoring an endoscopic image displayed on the display device 5. The operator handles the direction instructing device 35 in order to transmit an instruction signal to the control circuit 33. In response to the instruction signal, the control circuit 33 transmits an advancement control signal to the magnetic field control unit 4. The advancement control signal enables generation of a rotating magnetic field that causes the encapsulated endoscope 2 to change the orientation thereof or to advance.

[0046] A capsule body 2a included in the encapsulated endoscope 2 is, as shown in FIG. 3, shaped like a capsule which a patient can gulp easily. The capsule body 2a has a screw 41 threaded helically on the periphery thereof. The imaging device 23 that images the interior of a body cavity via an objective optical system 42 is incorporated in one side of the capsule body 2a. The stationary magnet 21 is locked in the center part of the capsule body 2a. The stationary magnet 21 is locked to have a north pole thereof located in the upper part of the imaging surface of the imaging device 23 and a south pole thereof located in the lower part thereof.

[0047] A dipole of the stationary magnet 21 is located perpendicularly to the axis of rotation of the screw 41. The axis of rotation of the screw 41 is aligned with the axis of an imaging optical system ahead of the imaging device 23.

[0048] Incidentally, the orientations of the magnetic poles of the stationary magnet 21 are agreed with the upward and downward directions of the imaging surface of the imaging device 23. The present invention is not limited to this mode. The stationary magnet 21 and imaging device 23 should merely be locked in the capsule so that the imaging device 23 will rotate along with the rotation of the stationary magnet 21.

[0049] As shown in FIG. 4, when the encapsulated endoscope 2 is put in a body cavity, even if the axial direction of an observation optical system is not aligned with the direction of a normal to a rotating magnetic field, the rotating magnetic field acts on the stationary magnet 21. This causes the capsule body 2a to make a helical motion. Eventually, the axial direction of the observation optical system is aligned with the direction of the normal to the rotating magnetic field. In short, the rotating magnetic field acts on the stationary magnet 21 incorporated in the capsule body 2a so that the rotation of the stationary magnet 21 will be flush with the rotation of the rotating magnetic field. When the rotation of the stationary magnet 21 becomes flush with the rotation of the rotating magnetic field, the screw 41 comes in contact with a humor or an intracavitary wall due to the

rotation of the stationary magnet 21 caused by the rotating magnetic field. This enables the encapsulated endoscope 2 to advance or withdraw in the direction of the normal to the plane of rotation of the rotating magnetic field.

[0050] A user monitors an endoscopic image displayed on the display device 5, and uses the direction instructing device 35 to instruct a desired direction. Consequently, as mentioned above, the direction of the normal to the rotating magnetic field can be changed to the desired direction. Eventually, the axial direction of the imaging optical system incorporated in the encapsulated endoscope 2 can be aligned with the desired direction. When the rotating magnetic field is rotated with the direction of the normal fixed, the encapsulated endoscope 2 can be advanced or withdrawn along the axis of the imaging optical system. The user can move the encapsulated endoscope 2 in any direction using the direction instructing device 35.

[0051] (Operation)

[0052] The operation of the present embodiment having the foregoing components will be described in conjunction with the flowcharts of FIG. 5 and FIG. 6 and the explanatory diagrams of FIG. 7 to FIG. 16.

[0053] When the orientation of the encapsulated endoscope 2 is changed or the encapsulated endoscope 2 is advanced or withdrawn, the imaging device 23 rotates together with the stationary magnet 21. An image picked up by the imaging device 23 also rotates. If the image is displayed on the display device 5 as it is, the displayed endoscopic image is a rotating image. The rotation of a display image must be ceased for fear that advancement or withdrawal in a desired direction may not be able to be instructed using the direction instructing device 35. According to the present embodiment, therefore, a rotating image is corrected to produce a still image.

[0054] First, when the direction instructing device 35 is handled, the encapsulated endoscope 2 picks up images time-sequentially, and stores a digital video signal in the memory 25. Under the control of the control circuit 33 included in the image processing unit 6, the digital video signal is stored in the memory 34 as image data via the radio circuits 26 and 31. At this time, the control circuit 33 in the image processing unit 6 stores magnetic field data in association with the image data to be stored in the memory 34. The magnetic field data includes the orientation of a rotating magnetic field and the direction of the normal to the rotating magnetic field that are detected when the image data is produced. Consequently, a plurality of image data items, that is, first image data, second image data, etc., and n-th image data are, as shown in FIG. 7, successively stored in the memory 34. Moreover, a plurality of magnetic field data items, that is, first magnetic field data, second magnetic field data, etc., and n-th magnetic field data that are associated with the image data items are, as shown in FIG. 8, successively stored in the memory 34.

[0055] As described in FIG. 5, at step S1, the control circuit 33 in the image processing unit 6 initializes such parameters as a total angle of rotation of an image θ and an image number n to 0 and 1 respectively. At step S2, the control circuit 33 reads the n-th image data from the memory 34 (in this case, the first image data). At step S3, the n-th magnetic field data (in this case, the first magnetic field data)

including the orientation of a rotating magnetic field (x, y, z) and the direction of the normal to the rotating magnetic field (X, Y, Z) detected at this time is read from the memory 34.

[0056] Thereafter, at step S4, the control circuit 33 adopts n-th image data' that is first corrected image data and n-th image data" that is second corrected image data as image data items identical to the n-th image data (n-th image data=n-th image data'=n-th image data": in FIG. 9, first image data=first image data'=first image data"). At step S5, the control circuit 33 controls the image processing circuit 32 to display a display image shown in FIG. 10 on the display device 5 according to the n-th image data".

[0057] Thereafter, at step S6, the control circuit 33 increments the image number n . At step S7, the n-th image data (in this case, second image data) is read from the memory 34. At step S8, the n-th magnetic field data (in this case, second magnetic field data) including the orientation of a rotating magnetic field (x, y, z) and the direction of the normal to the rotating magnetic field (X, Y, Z) detected at this time is read from the memory 34.

[0058] Thereafter, at step S9, the control circuit 33 calculates an angle of rotation $\Delta\theta$ by which the n-1-th image has rotated relative to the n-th image. The details will be presented below in conjunction with FIG. 11. For example, the orientation of a rotating magnetic field included in the first magnetic field data concerning the first image data shall be B1(x1,y1,z1), the direction of the normal to the rotating magnetic field included therein shall be R1(X1,Y1,Z1), the orientation of a rotating magnetic field included in the second magnetic field data concerning the second image data shall be B2(x2,y2,z2), and the direction of the normal to the rotating magnetic field shall be R2(X2,Y2,Z2).

[0059] The direction of advancement of the encapsulated endoscope 2 varies time-sequentially. If an angle at which the orientation B1 meets the orientation B2 is regarded as an angle of rotation, there is a possibility that the angle of rotation may not agree with an actual angle of rotation. Therefore, as shown in FIG. 11, an angle at which a normal vector N1 to a plane defined by the orientation R1 and direction B1 meets a normal vector N2 to a plane defined by the orientation R2 and direction B2 is regarded as the angle of rotation $\Delta\theta$.

[0060] The angle of rotation $\Delta\theta$ is calculated as follows:

$$N1=(y1Z1-Y1z1, z1X1-Z1x1, x1Y1-X1y1)$$

$$N2=(y2Z2-Y2z2, z2X2-Z2x2, x2Y2-X2y2)$$

[0061] where N1 and N2 denote unit vectors;

$$\Delta\theta^{1/2}=\cos^{-1}\{(y1Z1-Y1z1)(y2Z2-Y2z2)$$

[0062] With the elapse of time, the angles of rotation $\Delta\theta^{1/2}$, $\Delta\theta^{2/3}$, etc., $\Delta\theta^{(n-2)/(n-1)}$, and $\Delta\theta^{(n-1)/n}$ are calculated successively.

[0063] A total angle of rotation θ is calculated as the sum total of the angles of rotation and expressed as $\theta=\sum\Delta\theta^{(k-1)/k}$. At step S10, the control circuit 33 calculates the total angle of rotation as $\theta=\theta+\Delta\theta$. As shown in FIG. 12, for example, the second image is an image that has rotated relative to the first image by the angle of rotation θ plus an error in an illustrated direction. Herein, the error is an error between the angle of rotation of the encapsulated endoscope 2 and the angle of rotation of the rotating magnetic field deriving from

a load which an intracavitary wall imposes on the screw 41 threaded on the rotating encapsulated endoscope 2.

[0064] At step S11, the control circuit 33 adopts the n-th image data' that is the first corrected image data as image data that has rotated by an angle $-\theta$ relative to the n-th image data. Consequently, as shown in FIG. 13, for example, the second image' that is the first corrected image is produced with no consideration taken into the error.

[0065] Control is then passed to step S12 described in FIG. 6. At step S12, the control circuit 33 correlates the n-th image data with the n-1-th image data according to a known procedure, and calculates a degree of correction (ϕ_n) to which an angle of rotation should be corrected and a coefficient of correlation. At step S13, the control circuit 33 verifies whether the coefficient of correlation exceeds a predetermined threshold value. Based on the result of the verification, it is verified whether the error shown in FIG. 12 is ignored.

[0066] If the coefficient of correlation does not exceed the predetermined threshold value, at step S14, the control circuit 33 adopts the n-th image data", which is the second corrected image data, as the n-th image data' that is the first corrected image data, and passes control to step S17. If the coefficient of correlation does not exceed the predetermined threshold value, it signifies that an image has changed greatly. In this case, the result of correlation is not adopted. When step S11 is completed (the n-th image data' that is the first corrected image data is adopted as image data that has rotated by an angle $-\theta$ relative to the n-th image data), rotational correction of an image is completed.

[0067] If the error can be ignored, as shown in FIG. 14, rotational correction of the second image data is completed by adopting the second image data' (first corrected image data) at step S11. At step S14, the second image data' (first corrected image data) is adopted as the second image data" (second corrected image data).

[0068] If the coefficient of correlation exceeds the predetermined threshold value, the control circuit 33 adopts at step S15 the n-th image data' that is the first corrected image data as image data that has rotated by an angle $-\phi_n$ relative to the n-th image data" that is the second corrected image data. Consequently, as shown in FIG. 15, the second image" that is the second corrected image is thus available. At step S16, the total angle of rotation θ is set to an angle $\theta + \phi_n$. Control is then passed to step S17.

[0069] At step S17, the control circuit 33 controls the image processing circuit 33 so as to display, as shown in FIG. 16, a display image, which results from rotational correction achieved by adopting the n-th image data", on the display device 5. At step S18, the control circuit 33 verifies whether the n+1-th image data is found in the memory 34. If the n+1-th image data is found, control is returned to step S6 described in FIG. 5. If the n+1-th image data is unfound, processing is terminated.

[0070] When an image to be displayed on the image device 5 is an image having a round contour, the image can be displayed with a user left unconscious of rotation of the image.

[0071] (Advantages)

[0072] As mentioned above, according to the present embodiment, image data representing an image picked up by the encapsulated endoscope 2 can be stored in the memory 34 while being associated with magnetic field data detected during the picking up (the orientation of a rotating magnetic field and the direction of the normal thereto). By the way, the encapsulated endoscope 2 is rotated using a rotating magnetic field in order to thus change the orientation of the encapsulated endoscope 2 or advance or withdraw the encapsulated endoscope 2. Nevertheless, rotation of an image deriving from the rotation of the encapsulated endoscope 2 can be corrected by adopting the first corrected image.

[0073] Furthermore, the error between the angle of rotation of the encapsulated endoscope 2 and the angle of rotation of the rotating magnetic field deriving from a load an intracavitary wall imposes on the screw 41 on the rotating encapsulated endoscope 2 can be corrected by adopting the second corrected image through correlation of images.

[0074] Moreover, an image whose rotation is ceased can be displayed at a still image on the display device 5. A direction in which the encapsulated endoscope 2 should be moved can be identified easily from the image. Once the direction instructing device 35 is handled, the control circuit 33 receives an instruction signal from the direction instructing device 35, and transmits an advancement control signal based on the instruction signal to the magnetic field control unit 4. Consequently, the axial direction of the imaging optical system included in the encapsulated endoscope 2 can be set to a desired direction. Moreover, the encapsulated endoscope 2 can be advanced or withdrawn along the axis of the imaging optical system. A user uses the direction instructing device 35 to move the encapsulated endoscope 2 in any direction.

[0075] Second Embodiment:

[0076] A second embodiment of the present invention is nearly identical to the first embodiment thereof. Only a difference will be described. The same reference numerals will be assigned to identical components, and the description of the components will be omitted.

[0077] (Constituent Features and Operation)

[0078] As shown in FIG. 17, an encapsulated endoscope system 1a in accordance with the present embodiment comprises: an encapsulated endoscope 2 that is inserted into a body cavity and moves by itself owing to an external rotating magnetic field so as to pick up an image of the interior of a body cavity; a rotating magnetic field generating unit 3 that generates the external rotating magnetic field; a magnetic field control unit 4 that controls the rotating magnetic field generated by the rotating magnetic field generating unit 3; and an extracorporeal unit 51 that receives a magnetic field control signal from the magnetic field control unit 4, receives image data from the encapsulated endoscope 2 by radio, and stores the image data in association with magnetic field data in a memory. The extracorporeal unit 51 can transmit the image data and magnetic field data stored in the memory to an image processing unit 52 realized with a personal computer or the like.

[0079] Transferring data from the extracorporeal unit 51 to the image processing unit 52 is achieved by, for example, connecting the extracorporeal unit 51 directly to the image processing unit 52 after the completion of an examination

performed using the encapsulated endoscope 2. Otherwise, the data transfer may be achieved via an information recording medium that can be freely connected or disconnected (for example, a floppy disk drive, a magneto-optical drive, a CD-R drive, a CD-RW disk drive, a DVD-R disk drive, or the like). Otherwise, the data transfer may be achieved over a communication network such as an in-house LAN. The image processing unit 52 uses, similarly to the one included in the first embodiment, image data and magnetic field data to cease the rotation of an image so as to produce a still image and then displays the image on the display device 5.

[0080] As shown in FIG. 18, the extracorporeal unit 51 includes a radio circuit 31, a memory 34, and a control circuit 33. In the memory 34, the control circuit 33 stores magnetic field data in association with image data.

[0081] The image processing unit 52 includes, similarly to the one included in the first embodiment, an image processing circuit 53 that uses image data and magnetic field data to cease the rotation of an image so as to produce a still image, then performs image processing, and displays the resultant image on the display device 5.

[0082] The other components of the second embodiment and the operation thereof are identical to those of the first embodiment.

[0083] (Advantages)

[0084] According to the present embodiment, similarly to the first embodiment, the encapsulated endoscope 2 is rotated using a rotating magnetic field in order to change the orientation of the encapsulated endoscope 2 or advance or withdraw the encapsulated endoscope 2. Nevertheless, the rotation of an image deriving from the rotation of the encapsulated endoscope 2 can be corrected by adopting the first corrected image. The error between the angle of rotation of the encapsulated endoscope 2 and the angle of rotation of the rotating magnetic field deriving from a load an intracavitary wall imposes on the screw 41 on the rotating encapsulated endoscope 2 can be corrected by adopting the second corrected image through correlation of images.

[0085] Furthermore, according to the present embodiment, when an examination is performed using the encapsulated endoscope 2, image data is stored in association with magnetic field data in the memory 34. Rotational correction is performed after the examination. The examination can therefore be performed efficiently. Moreover, the image processing unit 52 can be realized with a general-purpose personal computer. The encapsulated endoscope system 1a can be configured inexpensively.

[0086] Third Embodiment:

[0087] A third embodiment of the present invention is nearly identical to the first embodiment thereof. Only a difference will be described. The same reference numerals will be assigned to identical components, and the description of the components will be omitted.

[0088] (Constituent Features)

[0089] As shown in FIG. 19, an image processing circuit 32a included in an image processing unit 6 in the present embodiment includes a direction-of-lumen detector 61 that detects the direction of a lumen using image data representing an image whose rotation is ceased. Since the direction-of-lumen detector 61 is included, the direction of a lumen is detected automatically without the use of the direction

instructing device 35 included in the first embodiment. The encapsulated endoscope can then be advanced in order to pick up a view image.

[0090] When the direction-of-lumen detector 61 detects a distinct lumen present within a field of view, it is verified that the encapsulated endoscope keeps advancing in a rectilinear direction. If no lumen is detected within the field of view, the direction of advancement, that is, a direction in which a lumen extends is determined based on some information.

[0091] One of criterion for determining the direction of advancement when no lumen is detected within the field of view is a brightness changing direction in an image. For example, a change in brightness occurs widely from an area in an image depicting a portion of an encapsulated endoscope near the distal end thereof to an area therein depicting a portion thereof away from the distal end. In this case, the direction of advancement is a direction receding from the distal end of the encapsulated endoscope. Thus, an inserting direction can be detected by detecting a direction of a change from a light in an image to a dark therein.

[0092] The detailed configuration and operation of the direction-of-lumen detector 61 are identical to those of an inserting direction detecting unit described in Japanese Patent Application No. 2001-292230 filed by the present applicant. The description of the configuration and operation will therefore be omitted.

[0093] The other components are identical to those of the first embodiment.

[0094] (Operation)

[0095] Similarly to the first embodiment, the rotation of an image is ceased to produce a still image and the still image is displayed on the display device 5. Based on the image whose rotation is ceased, the direction-of-lumen detector 61 detects the direction of advancement of the encapsulated endoscope 2, and transmits an instruction signal to the control circuit 33 in the image processing unit 6. The control circuit 33 controls, similarly to the one included in the first embodiment, the magnetic field control unit 4 in response to the instruction signal, and then moves the encapsulated endoscope 2 in a direction in which a lumen extends.

[0096] As shown in FIG. 20, for example, a lumen like an intestinal lumen 71 may have a small diameter and bend sharply, and the encapsulated endoscope 2 may not be able to advance because it cannot change its orientation. In this case, according to the present invention, the encapsulated endoscope 2 is jiggled as described below.

[0097] Specifically, as shown in FIG. 21, the control circuit 33 monitors an image, of which rotation is ceased, at step S51. At step S52, the image is correlated with a previous one in order to verify whether the image has changed. If the image has changed, a normal rotating magnetic field is generated at step S53 and control is returned to step S51. If the image has not changed, it is verified that the encapsulated endoscope 2 has failed to advance. Control is then passed to step S54.

[0098] At step S54, the control circuit 33 controls and jiggles the axis of the rotating magnetic field as shown in FIG. 22. Specifically, for example, (1) the axis of the rotating magnetic field is moved conically, (2) the axis of the rotating magnetic field is simply swung from side to side, (3) the axis of the rotating magnetic field is simply vibrated with a short amplitude, or (4) the axis of the rotating magnetic

field is simply shifted by 90°. Thus, the axis of the rotating magnetic field is jiggled in an attempt to free the stalled encapsulated endoscope 2.

[0099] At step S55, the control circuit 33 correlates the image with a previous one and verifies whether the image has changed. If the image has not changed, control is returned to step S54. If the image has changed, a direction in which the image has changed is stored in a memory. A normal rotating magnetic field is generated in the direction, and control is returned to step S51.

[0100] (Advantages)

[0101] As mentioned above, the present embodiment has the same advantages as the first embodiment. In addition, the direction of advancement of the encapsulated endoscope 2 can be verified and controlled. A user need not instruct a direction of advancement but can concentrate on observation. Moreover, since the encapsulated endoscope 2 is jiggled, the capability to pass through a narrow lumen can be improved greatly.

[0102] Fourth Embodiment:

[0103] A fourth embodiment of the present invention is nearly identical to the first embodiment thereof only a difference will be described below. The same reference numerals will be assigned to identical components, and the description of the components will be omitted.

[0104] (Constituent Features)

[0105] As shown in FIG. 23, according to the present embodiment, a rotating magnetic field generating unit comprises: an X-axis magnetic field generating unit 101 composed of a plurality of pairs of coils; a Y-axis magnetic field generating unit 102 composed of a plurality of pairs of coils; and a Z-axis magnetic field generating unit 103 composed of a plurality of pairs of coils. Moreover, an encapsulated endoscope system in accordance with the present embodiment includes a position detecting unit 107 comprises: two triaxial sense coils 104 and 105 that detect the strength and orientation of a magnetic field induced around the stationary magnet 21; and a position detecting circuit 106 that calculates the three-dimensional position and orientation of the encapsulated endoscope 2 using detection signals sent from the triaxial isotropic sense coils 104 and 105 respectively. The position detecting circuit 106 transmits the three-dimensional position data and orientation data concerning the encapsulated endoscope 2 to the control circuit 33 in the image processing unit 6.

[0106] Moreover, the image processing unit 6 includes a magnet selecting circuit 110 that transmits a selection control signal to the X-axis magnetic field generating unit 101, Y-axis magnetic field generating unit 102, and Z-axis magnetic field generating unit 103 under the control of the control circuit 33.

[0107] The X-axis magnetic field generating unit 101 includes, as shown in FIG. 24, a first group of coils 111A composed of a plurality of coils arranged in the form of a matrix, for example, sixteen coils (1,1)A to (4,4)A, and a second group of coils 111B composed of a plurality of coils arranged in the form of a matrix, for example, sixteen coils (1,1)B to (4,4)B. The first group of coils 111A is opposed to the second group of coils 111B, whereby opposed electromagnets (Helmholtz coils for generating a rotating magnetic field) are formed.

[0108] Moreover, ijA amplifiers (where i denotes an integer ranging from 1 to 4, and j denotes an integer ranging

from 1 to 4) are included for selectively driving the coils (i,j)A belonging to the first group of coils 111A, and ijB amplifiers (where i denotes an integer ranging from 1 to 4, and j denotes an integer ranging from 1 to 4) are included for selectively driving the coils (i,j)B belonging to the second group of coils 111B. Herein, the coils (i,j)B belonging to the second group of coils B are driven while being paired with the coils (i,j)A respectively.

[0109] Either of the ijA amplifiers and ijB amplifiers (where i denotes an integer ranging from 1 to 4, and j denotes an integer ranging from 1 to 4) is selected and controlled by a coil selecting circuit 112. More specifically, the coil selecting circuit 112 selects the ijA amplifiers or the ijB amplifiers (where i denotes an integer ranging from 1 to 4, and j denotes an integer ranging from 1 to 4) according to a selection control signal sent from the magnet selecting circuit 110 included in the image processing unit 6 and magnetic field control signals sent from the driving amplifiers 14 to 16 included in the magnetic field control unit 4.

[0110] The Y-axis magnetic field generating unit 102 and Z-axis magnetic field generating unit 103 have the same components as the X-axis magnetic field generating unit 101 does. The description of the components will therefore be omitted. The other components are identical to those of the first embodiment.

[0111] (Operation)

[0112] In the position detecting unit 107, the two triaxial sense coils 104 and 105 detect the strength and orientation of a magnetic field induced around the stationary magnet 21 incorporated in the encapsulated endoscope 2. The position detecting circuit 106 calculates the three-dimensional position and orientation of the encapsulated endoscope 2, and transmits the three-dimensional position data and orientation data to the control circuit 33 included in the image processing unit 6.

[0113] The control circuit 33 transmits a selection signal, with which either the coils (i,j)A or coils (i,j)B (where i denotes an integer ranging from 1 to 4, and j denotes an integer ranging from 1 to 4) are selected and driven based on the three-dimensional position data, to the magnet selecting circuit 110. The magnet selecting circuit 110 in turn transmits a selection control signal to the coil selecting circuit 112, whereby either the coils (i,j)A or coils (i,j)B (where i denotes an integer ranging from 1 to 4, and j denotes an integer ranging from 1 to 4) are selected.

[0114] The coils (i,j)A or coils (i,j)B (where i denotes an integer ranging from 1 to 4, and j denotes an integer ranging from 1 to 4) to be driven are, for example, as shown in FIG. 25, selected based on the position of the encapsulated endoscope 2 so that a rotating magnetic field which effectively causes the encapsulated endoscope 2 to make a motion will be applied to the encapsulated endoscope 2.

[0115] A user handles the direction instructing device 35 while viewing a still image which is produced by ceasing the rotation of an image and displayed on the display device 5. The control circuit 33 included in the image processing unit 6 transmits an advancement control signal to the magnetic field control unit 4. The magnetic field control unit 4 transmits a magnetic field control signal, with which the direction of rotation of a rotating magnetic field (direction of a normal) induced by the driven coils (i,j)A or coils (i,j)B (where i denotes an integer ranging from 1 to 4, and j denotes an integer ranging from 1 to 4) is changed, to the coil selecting circuit 112.

[0116] Consequently, the encapsulated endoscope 2 makes a motion and moves. The position detecting unit 107 detects the three-dimensional position of the encapsulated endoscope 2 again. Based on the three-dimensional position data, the control circuit 33 in the image processing unit 6 controls the coil selecting circuit 112 via the magnet selecting circuit 110. Consequently, the coils (i,j)A or coils (i,j)B (where i denotes an integer ranging from 1 to 4, and j denotes an integer ranging from 1 to 4) to be driven are successively reselected so that a rotating magnetic field which effectively causes the encapsulated endoscope 2 to make a motion will be applied to the encapsulated endoscope 2.

[0117] To be more specific, for example, when the encapsulated endoscope 2 is located as shown in FIG. 25, if the direction instruction device 35 is handled, a rotating magnetic field induced by the selected coils rotates. This causes the encapsulated endoscope 2 to move to a position shown in FIG. 26. Coils to be driven are reselected so that a rotating magnetic field which acts effectively on the encapsulated endoscope 2 located at the three-dimensional position will be applied to the encapsulated endoscope 2.

[0118] The operation of the present embodiment is identical to the one of the first embodiment.

[0119] (Advantages)

[0120] As mentioned above, the present embodiment provides the same advantages as the first embodiment does. In addition, a rotating magnetic field can be applied to part of a human body but not to an entire human body. A uniform rotating magnetic field can therefore be applied to the encapsulated endoscope 2. Moreover, the encapsulated endoscope 2 can be driven with low power consumption. Besides, since each coil may be small-sized, the magnetic field generating unit can be designed to be lightweight and low-cost.

[0121] A rotational driving means for rotating the encapsulated endoscope 2 or any other encapsulated medical equipment (hereinafter, simply, a capsule) has been described as a magnetic field induced by an external magnetic field generating means. The present invention is not limited to this mode. Alternatively, any other rotational driving means may be adopted. For example, a dielectric (something that exhibits polarization, such as, a capacitor) may be incorporated in the capsule as a means for rotating the capsule. An electric field may then be externally applied to the capsule so that the electric field will rotate. Thus, the capsule may be rotated.

[0122] According to the present invention, it is apparent that a wide range of different embodiments can be formed based on the invention without a departure from the spirit and scope of the invention. The present invention is limited to the appended claims but not restricted to any specific embodiment.

What is claimed is:

1. An encapsulated endoscope system comprising:

- an encapsulated endoscope that rotates to develop a thrust;
- a controller for moving the encapsulated endoscope in an intended direction of advancement;
- an imaging unit incorporated in the encapsulated endoscope; and

an image processing unit that receives image data sent from the imaging unit and produces an image, which results from rotation performed on the received image data, according to the rotational phase of the encapsulated endoscope.

2. An encapsulated endoscope system according to claim 1, wherein:

the image processing unit includes: a comparator section that compares at least two successive images, which are picked up by the imaging unit, with each other; and a rotating section that receives image data sent from the imaging unit and uses the image processing unit to rotate an image; and

a degree of rotation to which the rotating section rotates an image is corrected based on the result of the comparison performed by the comparator section.

3. An encapsulated endoscope system according to claim 1, further comprising a position detecting section that detects the position of the encapsulated endoscope, wherein the direction of rotation of the encapsulated endoscope is changed based on the detected position.

4. An encapsulated endoscope system according to claim 2, further comprising a position detecting section that detects the position of the encapsulated endoscope, wherein the direction of rotation of the encapsulated endoscope is changed based on the detected position.

5. An encapsulated endoscope system according to claim 1, wherein the controller includes an input section for use in instructing the direction of advancement of the encapsulated endoscope.

6. An encapsulated endoscope system according to claim 1, wherein a display image produced by the image processing unit has a round contour.

7. An encapsulated endoscope system according to claim 2, wherein a display image produced by the image processing unit has a round contour.

8. An encapsulated endoscope system comprising:

- a magnetic field generating section for generating a rotating magnetic field;
- an encapsulated endoscope that receives the rotating magnetic field generated by the magnetic field generating section and rotates to develop a thrust;
- a magnetic field deflecting section for changing the orientation of the rotating magnetic field generated by the magnetic field generating section so as to move the encapsulated endoscope in an intended direction of advancement;

an imaging section incorporated in the encapsulated endoscope; and

an image processing section that receives image data sent from the imaging section, rotates the image data according to the orientation of the rotating magnetic field, and thus produces a display image to be displayed on a display device.

9. An encapsulated endoscope system comprising:

- a magnetic field generating section for generating a rotating magnetic field;
- an encapsulated endoscope that receives the rotating magnetic field generated by the magnetic field generating section and rotates to develop a thrust;

a magnetic field deflecting section for changing the orientation of the rotating magnetic field generated by the magnetic field generating section so as to move the encapsulated endoscope in an intended direction of advancement;

an imaging section incorporated in the encapsulated endoscope;

a direction-of-advancement calculating section for calculating the direction of advancement of the encapsulated endoscope on the basis of image data received from the imaging section; and

a control section for controlling the magnetic field deflecting section according to the result of the calculation performed by the direction-of-advancement calculating section.

10. An encapsulated endoscope system according to claim 8, wherein:

the image processing section includes a comparator section that compares at least two successive images, which are picked up by the imaging section, with each other; and

the image processing section receives the image data sent from the imaging section, rotates the image data according to the orientation of the rotating magnetic field, and corrects a degree of rotation, to which the rotation is performed, according to the result of the comparison performed by the comparator section.

11. An encapsulated endoscope system according to claim 9, wherein:

the image processing section includes a comparator section that compares at least two successive images, which are picked up by the imaging section, with each other; and

the image processing section receives the image data sent from the imaging section, rotates the image data according to the orientation of the rotating magnetic field, and corrects a degree of rotation, to which the rotation is performed, according to the result of the comparison performed by the comparator section.

12. An encapsulated endoscope system according to claim 8, further comprising a position detecting section that detects the position of the encapsulated endoscope, wherein the magnetic field deflecting section changes the orientation of the rotating magnetic field generated by the magnetic field generating section according to the position of the encapsulated endoscope detected by the position detecting section.

13. An encapsulated endoscope system according to claim 10, further comprising a position detecting section that detects the position of the encapsulated endoscope, wherein the magnetic field deflecting section changes the orientation of the rotating magnetic field generated by the magnetic field generating section according to the position of the encapsulated endoscope detected by the position detecting section.

14. An encapsulated endoscope system according to claim 12, wherein:

the magnetic field generating section comprises a plurality of locally rotating magnetic field generating sections that generates a plurality of successive locally rotating magnetic fields;

the magnetic field deflecting section selects any of the locally rotating magnetic field generating sections according to the position of the encapsulated endoscope detected by the position detecting section, and changes the orientation of the rotating magnetic field generated by the selected locally rotating magnetic field generating section.

15. An encapsulated endoscope system according to claim 8, wherein the magnetic field deflecting section includes an input section for use in instructing the direction of advancement of the encapsulated endoscope.

16. An encapsulated endoscope system according to claim 8, wherein a display image produced by the image processing section has a round contour.

17. An encapsulated endoscope system according to claim 9, wherein a display image produced by the image processing section has a round contour.

18. An image acquiring method for encapsulated endoscopes comprising the steps of:

rotating an encapsulated endoscope;

acquiring image data using the encapsulated endoscope;

detecting the rotational phase of the encapsulated endoscope attained when the image data is acquired; and

rotating the image data to a degree corresponding to the rotational phase.

19. An image acquiring method for encapsulated endoscopes comprising the steps of:

rotating an encapsulated endoscope;

acquiring the n-th image data using the encapsulated endoscope and storing the n-th image in a memory;

acquiring the n+1-th image data using the encapsulated endoscope;

detecting the rotational phase of the encapsulated endoscope attained when the n+1-th image data is acquired;

rotating the n+1-th image data to a degree corresponding to the rotational phase;

comparing the rotated image data with the stored n-th image and detecting a degree of correction to which a degree of rotation is corrected;

rotating the rotated image data to the degree of correction; and

storing the image data, which has been rotated to the degree of correction, as the n+1-th image in the memory.

* * * * *

THIS PAGE BLANK (USPTO)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER: _____**

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)